

Biomechanische Messungen bei Kopftritten

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät

der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Frederike Schirmer

geboren am 24.02.1985 in Erfurt

Gutachter

- 1. Prof. Dr. med. Gita Mall, Institut für Rechtsmedizin, Jena**
- 2. Prof. Dr. med. Ulrich Smolenski, Institut für Physiotherapie, Jena**
- 3. Prof. Dr. med. habil. Britta Bockholdt, Institut für Rechtsmedizin, Greifswald**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03.01.2017

Teile dieser Arbeit wurden im Rahmen der Promotion in der Zeitschrift International Journal of Legal Medicine publiziert:

F. Schirmer, et al., 01.09.2015. Biomechanical assessment of the injury risk of stomping. International Journal of Legal Medicine. ISSN 0937-9827, DOI 10.1007/s00414-015-1254-7.

Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
a	Steigung der Gerade
a	Beschleunigung in Meter je Quadratsekunde
A	Alter in Jahren
A/D-Wandler	Analog-Digital-Wandler
AG	Aktiengesellschaft
a _n	n'te Versuchsperson
B	Bewegungstyp in
	t = Tritt
	s = Sprung
b	Konstante der Geraden
bzgl	bezüglich
CI	Konfidenzintervall
d	Abstand, Differenz
D	Peakbreite der Zeit-Kraftkurve in Sekunden
D (h,-,t)	maximale Peakbreite, harter Schuh, ohne Unterlage, Tritt
D (h,+,t)	maximale Peakbreite, harter Schuh, mit Unterlage, Tritt
D (w,-,t)	maximale Peakbreite, weicher Schuh, ohne Unterlage, Tritt
D (w,+,t)	maximale Peakbreite, weicher Schuh, mit Unterlage, Tritt
Df	Freiheitsgrade
D _x , D _y	Peakbreite eines Experimentaltypes in Sekunden
E	Energie in Newtonmeter
E (S,U,B)	Experimentaltyp
E(S=h,U=-,B=s)	harter Schuh, ohne Unterlage, Sprung
E(S=h,U=-,B=t)	harter Schuh, ohne Unterlage, Tritt
E(S=h,U=+,B=t)	harter Schuh, mit Unterlage, Tritt
E(S=w,U=-,B=s)	weicher Schuh, ohne Unterlage, Sprung
E(S=w,U=-,B=t)	weicher Schuh, ohne Unterlage, Tritt
E(S=w,U=+,B=t)	weicher Schuh, mit Unterlage, Tritt
E _H	Anteil der kinetischen Energie in Newtonmeter
E _{KIN}	Kinetische Energie in Newtonmeter
E _M	mittlere Belastungsgrenze für einen Bruch in Newtonmeter
E _O	obere Belastungsgrenze für einen Bruch in Newtonmeter
E _U	untere Belastungsgrenze für einen Bruch in Newtonmeter
$\hat{F}(X)$	eingezeichnete/berechnete Regressionsgerade
$\hat{F}(x) = f$	errechnete maximale Trittkraft
F	Kraft in Newton
F(S,U,B)	maximale Tritt-/Sprungkraft in Newton
F (h,-,s)	maximale Kraft, harter Schuh, ohne Unterlage, Sprung
F (h,-,t)	maximale Kraft, harter Schuh, ohne Unterlage, Tritt
F (h,+,t)	maximale Kraft, harter Schuh, mit Unterlage, Tritt
F (w,-,s)	maximale Kraft, weicher Schuh, ohne Unterlage, Sprung
F (w,-,t)	maximale Kraft, weicher Schuh, ohne Unterlage, Tritt
F (w,+,t)	maximale Kraft, weicher Schuh, mit Unterlage, Tritt
F (K)	Linearer Zusammenhang Kraft und maximale Beinkraft
F (L,M)	Multipler linearer Zusammenhang Kraft und Größe sowie Masse
F (L)	Linearer Zusammenhang Kraft und Körpergröße
F (M)	Linearer Zusammenhang Kraft und Körpermasse
F (V)	Linearer Zusammenhang Kraft und Fußgeschwindigkeit
F-Wert	Teststatistik
F(t)	Kraft-Zeit-Kurve

F_{KRAFT}	Kraft des Kraftarmes in Newton
F_{LAST}	Kraft des Lastarmes in Newton
F_{M}	mittlere Belastungsgrenze für einen Bruch in Newton
F_{max}	maximalste Trittkraft in Newton
F_{min}	niedrigste maximale Trittkraft in Newton
F_{O}	obere Belastungsgrenze für einen Bruch in Newton
F_{U}	untere Belastungsgrenze für einen Bruch in Newton
$F_{\text{X}}, F_{\text{Y}}$	Kraft eines Experimentaltypes
$F_{\text{X}}, F_{\text{Y}}, F_{\text{Z}}$	Kraftvektor der jeweiligen Achse
G	Gewichtskraft in Newton
G	Geschlecht
	m = männlich
	w = weiblich
g	Erdbeschleunigung $9,81\text{m/sec}^2$
LWK	Lendenwirbelkörper
H_1	Alternativhypothese
H_0	Nullhypothese
HWK	Halswirbelkörper
Hz	Hertz
I	Impuls in Newtonsekunden
IBM	International Business Machines Corporation
Inc	Incorporated
J	Anzahl der Durchführungen je Experimentaltyp
K	maximale isometrische Beinkraft in Newton
$K(L)$	Linearer Zusammenhang Beinkraft und Körpergröße
$K(M)$	Linearer Zusammenhang Beinkraft und Körpermasse
K_{LINKS}	maximale isometrische Beinkraft der linken Kraftmessplatte
K_{RECHTS}	maximale isometrische Beinkraft der rechten Kraftmessplatte
K_n	maximale isometrische Beinkraft eines Probanden
K_n^L	maximale isometrische Beinkraft eines Probanden der linken Kraftmessplatte
K_n^R	maximale isometrische Beinkraft eines Probanden der rechten Kraftmessplatte
L	Körpergröße in Metern
L_{KRAFT}	Kraftarm in Metern
L_{LAST}	Lastarm in Metern
LWK	Lendenwirbelkörper
M	Körpermasse in Kilogramm
m	Masse in Kilogramm
M_d	Medianwert
m_{EFF}	Effektive Masse
m_s	schwere Masse in Kilogramm
N	Anzahl der Probanden
O	Objekt
p	Signifikanzwert
$p(x)$	Wahrscheinlichkeit des Fehlers erster Art bei Nullhypothese $H_0: x=0$
R^2	Varianzaufklärung (Bestimmtheitsmaß)
R^2 korr.	Korrigierter Wert: Berücksichtigt die Modellkomplexität
Res	Residuen
S	Schuhwerk in
	h = hartes Schuhwerk
	w = weiches Schuhwerk
s	Strecke in Metern
SPSS	Statistic Package for the Social Sciences
Stand.	Standardisiert

T	Prüfgröße
t	Zeit in Sekunden
$t_{1/2}$	Zeitstellen in Sekunden
$t_{A/0}$	Zeitpunkt des Maximums/Minimums der Geschwindigkeitskurve in Sekunden
$t_{L/U}$	Zeitpunkte der halben maximalen Trittkraft in Sekunden links und rechts entlang der Kraft-Zeitkurve
t_{\max}	Zeitpunkt der maximalen Trittkraft in Sekunden
U	Unterlage in
	+ = mit Unterlage
	- = ohne Unterlage
V	Fußgeschwindigkeit in Kilometern pro Stunde
V (K)	Linearer Zusammenhang Fußgeschwindigkeit und Beinkraft
V (L)	Linearer Zusammenhang Fußgeschwindigkeit und Körpergröße
V (M)	Linearer Zusammenhang Fußgeschwindigkeit und Körpergewicht
$v(t_{1/2})$	Momentangeschwindigkeit in Kilometer pro Stunde
$v(x)$	Geschwindigkeit direkt vor dem Aufprall in Kilometer pro Stunde
$v(y)$	Geschwindigkeit an anderen Stellen in Kilometer pro Stunde
V_{\max}	maximalste Fußgeschwindigkeit in Kilometern pro Stunde
V_{\min}	niedrigste maximale Fußgeschwindigkeit in Kilometern pro Stunde
W	mechanische Arbeit in Joule
x	Kontaktstelle am Objekt
X, x	Parameter Körpergröße, Körpermasse, maximale Beinkraft
$X^{1/2}$	Raumstellen
y	Objektstelle zwei
Z_X, Z_Y	Zufallsvariable eines Experimentaltypes
α	vorgegebenes Signifikanzniveau
$\mu(X)$	Mittelwert der Variable X
$\sigma(\hat{F})$	Standardabweichung des Schätzers
$\sigma(X)$	Standardabweichung der Variable X
Δ	Differenz bzw. Änderung

Physikalische Einheiten

cm	Zentimeter
kg	Kilogramm
km/h	Kilometer pro Stunde
kN	Kilonewton
m	Meter
mm	Millimeter
N	Newton
Nm	Newtonmeter
s	Sekunden

Inhaltsverzeichnis

ZUSAMMENFASSUNG	10
1 EINLEITUNG.....	12
2 ZIELE DER ARBEIT	13
3 MATERIAL UND METHODE.....	15
3.1 TERMINOLOGIE	15
3.2 VERSUCHSAUFBAU.....	16
3.2.1 <i>Jenaer Universitätsklinik</i>	17
3.2.2 <i>Erfurter Fachhochschule</i>	19
3.3 PROBANDENKOLLEKTIV	19
3.4 MESSTECHNIK.....	20
3.4.1 <i>Kraftmessplatte</i>	20
3.4.2 <i>Unterlage</i>	21
3.4.3 <i>Bewegungsanalysesystem</i>	22
3.5 DATENAUSWERTUNG.....	23
3.5.1 <i>Datenauswahl</i>	23
3.5.2 <i>Bioware</i>	24
3.5.3 <i>MatLab</i>	24
3.5.4 <i>Statistische Verfahren</i>	26
3.6 PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN.....	28
3.6.1 <i>Weg, Zeit, Geschwindigkeit, Beschleunigung</i>	28
3.6.2 <i>Kraft, Kraftgesetz</i>	29
3.6.3 <i>Masse, Gewicht</i>	29
3.6.4 <i>Kinetische Energie</i>	30
3.6.5 <i>Effektive Masse</i>	31
4 ERGEBNISSE.....	31
4.1 AUSWERTUNG TRITTVERSUCHE	31
4.1.1 <i>Normalverteilungsprüfung</i>	32
4.1.2 <i>Einfluss Körpergröße</i>	35
4.1.3 <i>Einfluss Körpergewicht</i>	38
4.1.4 <i>Einfluss maximale isometrische Beinkraft</i>	40
4.1.5 <i>Einfluss Schuhwerk und Unterlage</i>	42
4.1.6 <i>Einfluss Geschlecht</i>	46
4.1.7 <i>Gemeinsamer Einfluss der unabhängigen Variablen</i>	47
4.1.8 <i>Zusammenfassung der maximalen Trittkräfte</i>	49
4.2 AUSWERTUNG SPRUNGVERSUCHE	50
4.2.1 <i>Normverteilungsprüfung</i>	50
4.2.2 <i>Einfluss Körpergröße, -gewicht, maximale isometrische Beinkraft</i>	51

4.2.3	<i>Gemeinsamer Einfluss der unabhängigen Variablen</i>	54
4.2.4	<i>Einfluss des Schuhwerkes auf die maximale Sprungkraft</i>	55
4.2.5	<i>Zusammenfassung der maximalen Sprungkräfte</i>	56
4.3	INTERDEPENDENZEN DER UNABHÄNGIGEN VARIABLEN	57
4.3.1	<i>Normalverteilungstests</i>	57
4.3.2	<i>Linearen Regressionen</i>	57
4.4	FUßGESCHWINDIGKEITEN	59
4.4.1	<i>Normalverteilungstest</i>	60
4.4.2	<i>Einfluss von Körpergröße, Gewicht und Maximalkraft</i>	60
4.4.3	<i>Einfluss der maximalen Fußgeschwindigkeit</i>	62
5	DISKUSSION	63
5.1	INTERPRETATION DER ERGEBNISSE	64
5.1.1	<i>Lineare Regressionen der Trittkraft</i>	64
5.1.2	<i>Multiple lineare Regression und Interdependenzen</i>	69
5.1.3	<i>Einfluss von Schuhwerk und Unterlage</i>	71
5.1.4	<i>Sprungkraft</i>	75
5.1.5	<i>Fußgeschwindigkeiten</i>	78
5.2	BIOMECHANISCHE BEWERTUNG	80
5.2.1	<i>Allgemein</i>	80
5.2.2	<i>Toleranzgrenzen und Vergleich mit experimentellen Daten</i>	81
5.3	KRITIK	84
5.3.1	<i>Probandenkollektiv</i>	84
5.3.2	<i>Technische Probleme</i>	85
5.3.3	<i>Praktische Anwendung</i>	86
6	SCHLUSSFOLGERUNGEN	87

Zusammenfassung

Fußtritte gegen den Kopf sind häufig Gegenstand rechtsmedizinischer Begutachtung. Dass Kopftritte lebensgefährliche Verletzungen verursachen können, ist allgemein bekannt. Jedoch fehlen bislang Studien, welche mögliche Einflussfaktoren wie Geschlecht, Schuhwerk etc. sowie Trittkräfte systematisch untersuchen.

Mit der vorliegenden Arbeit erfolgte eine systematische Untersuchung möglicher Einflussfaktoren bei einem Fußtritt gegen einen am Boden fixierten Kopf. Trittkräfte, gemessen mit hochempfindlichen Kraftmessplatten, wurden mit biomechanischen Toleranzgrenzen verglichen, um wissenschaftlich basierte Aussagen bzgl. der zu erwartenden Verletzungen ableiten zu können.

Im Rahmen dieser Doktorarbeit führten insgesamt 55 Personen (46 m/9 w) Tritte auf eine Kistler-Kraftmessplatte aus. Es wurden jeweils zwei Tritte mit weichem und hartem Schuhwerk, mit deformierbarer Silikon-Unterlage sowie ein Sprung mit beiden Beinen auf die Kraftmessplatte ausgeführt. Bei 24 Personen wurde zudem die Fußgeschwindigkeit mittels eines Bewegungsanalysesystems erfasst. Die Mittelwerte der maximalen Trittkräfte lagen zwischen 8494 N und 9016 N in der Gruppe der Männer und zwischen 4694 N und 5970 N in der Gruppe der Frauen. Die Trittkraftmittelwerte der Frauen liegen deutlich unterhalb der Mittelwerte der Trittkräfte in der Gruppe der Männer und im Bereich der in der Literatur beschriebenen (unteren) Frakturgrenzen. Insgesamt ist zu folgern, dass Männer und Frauen auch mit weichem Schuhwerk Trittkräfte realisieren können, welche geeignet sind Schädelfrakturen hervorzurufen. Gleiches gilt für die ermittelten Bodenreaktionskräfte bei beidbeinigen Sprüngen.

Die Messwerte wurden im Rahmen dieser Doktorarbeit statistisch aufgearbeitet. Signifikante Abhängigkeiten der abhängigen Variable „maximale Trittkraft“ zeigten sich für die unabhängigen Variablen „Körpergröße“ und „Körpergewicht“. Das Schuhwerk und die Unterlage zeigten in unseren Versuchen in den meisten Setups keine Signifikanzen. Die Fußgeschwindigkeiten unmittelbar vor dem Tritt lagen zwischen 14 km/h und 29 km/h. Ein lineares Regressionsmodell zeigt einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und Trittkraft.

Die Ergebnisse der Versuche und der statistischen Auswertung sowie Probleme im Rahmen der Messungen werden in dieser Arbeit beschrieben und diskutiert.

1 Einleitung

Tritte gegen den Kopf stellen einen schweren Angriff auf Leib und Leben dar. Immer häufiger berichten Zeitungen, dass Jugendliche zum Großteil unter Alkohol- und Drogeneinfluss ein Opfer zufällig aussuchen, es niederschlagen und auf das Opfer eintreten, wenn es bereits am Boden liegt. In den Berichterstattungen werden meist keine Gründe für die Attacke genannt. Als Einlassung der Verdächtigen oder Angeklagten werden lediglich Aussagen zitiert, die im Nachhinein zur Milderung der Straftat führen können. An die rechtsmedizinischen Sachverständigen wird bei Gerichtsprozessen im Zusammenhang mit den oben genannten Tatszenarien häufig die Frage nach der Abschätzung mechanischer Kenngrößen der Gewalteinwirkung gestellt. Der Staatsanwalt Dr. D. Heinke schrieb in seiner Zusammenfassung „Das Deliktphänomen Tottreten“ (Heinke 2010): *„Durch Tritte gegen den Kopf oder den Oberkörper eines Menschen können Frakturen des Schädelknochens - insbesondere des Gesichtsschädel- verursacht werden. (...) Hierbei erfolgt zwar häufig eine Polytraumatisierung des Opfers, doch kann bereits ein einzelner Tritt tödliche Verletzungen bewirken.“* Ein Täter, der gezielt gegen den Schädel tritt, muss davon ausgehen, sein Opfer tödlich zu verletzen. Nach Heinke darf man die Kenntnis dieser Tatsache als in der Bevölkerung weitgehend bekannt annehmen (Heinke 2010). Seine Aussagen beruhen auf Daten, die teilweise anhand von Fallstudien erhoben wurden, sowie andererseits auf einer Arbeit, die die Wirkung von Fußtritten gegen den beweglichen Kopf untersuchte (Glißmann 2002).

In den vorliegenden Versuchsreihen sollen die Werte mechanischer Kenngrößen (oder Maximalabschätzungen dieser Werte), die typisch für eine Gewalteinwirkung im Sinne von Tritten gegen den fixierten menschlichen Kopf sind, ermittelt werden. Diese experimentell gewonnenen Werte werden in Beziehung zu bekannten Toleranzgrenzen gesetzt, um auf dieser Grundlage biomechanisch zu diskutieren, ob ein Tritt geeignet ist Frakturen am Schädel hervorzurufen. Des Weiteren wird untersucht, welche Faktoren eine Rolle bei der Kraftfreisetzung spielen. Hierbei werden die Faktoren Geschlecht, Alter, Größe, Maximalkraft, Schuhwerk, Untergrund und Tritttechnik berücksichtigt.

2 Ziele der Arbeit

In der bestehenden Literatur findet man überwiegend Angaben über Tritte gegen den freien Schädel, welche mit der Fußspitze im Sinne eines Fußballkicks ausgeführt werden, z. B. in Glißmann (Glißmann 2002). Bereits 1983 veröffentlichte Böhm eine Arbeit zu morphologischen und rechtsmedizinischen Aspekten des Tottretens (Böhm und Junge 1983). Im Jahr 1986 verfasste er mehrere Artikel über das Phänomen des Tottretens. Diesen sind sowohl Opfer- und Täterprofile als auch mit Fallbeispielen hinterlegte Schilderungen der Verletzungsfolgen zu entnehmen. Drei von sechs darin vorgestellte Todesfälle sind durch Kopftritte - und einer der Fälle durch Aufspringen auf den Kopf verursacht worden. Bei den Opfern kam es zu Frakturen des Hirn- bzw. Gesichtsschädels, des Kehlkopfes und des Zungenbeins. Außerdem werden epidurale, subdurale sowie intrakranielle Blutungen, Hirnkontusionen und Kopfschwartenverletzungen mit Décollement (Unterharnscheidt 1993) beschrieben. Diese Angaben werden durch die von Henn veröffentlichte Untersuchung (Henn et al. 2000) über Tötungsdelikte sowie von den Ergebnissen in (Strauch et al. 2001) bestätigt. Weiterhin stellte Böhm fest, dass sogar der unbeschuhete Fuß geeignet ist, tödliche Verletzungen zu verursachen; er berücksichtigte in dieser Arbeit auch die Abhängigkeit der Trittwirkungen von der Größe der Kontaktfläche, der Empfindlichkeit der Körperstelle, aber auch von individuellen Besonderheiten, der Bekleidung, dem Trittwinkel und der Trittart (Böhm und Schmidt 1986a). In einer weiteren Studie konnte er durch eine Versuchsreihe die Unterschiede zwischen Tritten mit senkrechtem Kraftverlauf und Tritten, die mit einem Winkel zwischen 90° bis 15° auf die Oberfläche treffen, herausarbeiten. Das Ergebnis lässt sich qualitativ zusammenfassen durch die Regel, dass senkrechte Trittwinkel (90°) zu höheren Kräften, kleineren Kontaktzonen und kürzeren Kontaktzeiten führen. Bei spitzerem Winkel hingegen kommt es durch den streifenden Kontakt zu einer längeren Kontaktzeit und zu einer größeren Kontaktfläche, jedoch zu einer geringeren Kraftspitze (Böhm 1986).

Glißmann (Glißmann 2002) führte 2002 Versuche an einem Dummy mit einem frei beweglichen Schädeläquivalent durch, ebenso wie Böhm (Böhm und Schmidt 1986b), der 1986 ein Versuchsmodell mit einer an einem Stativ befestigten Pendeleinheit für die Kraftmessung von Tritten verwendete. Im Rahmen der letztgenannten Versuche registrierte Böhm Kraftwerte, zwischen 500 N und 1200 N. Glißmann untersuchte die bei Tritten auftretenden Beschleunigungswerte und verglich diese mit

Toleranzgrenzen aus der Literatur, u. a. (Schmidt et al. 1978), (Ropohl 1990) und (Mason 1978). Wie bei Böhm bereits erwähnt führt Glißmann aus, dass es bei Tritten gegen den nicht fixierten Kopf zu Brückenvenenrissen, Blutungen und Rissen der Halsmuskulatur sowie der Halsgefäße, aber auch zu einem Zerreißen der harten und weichen Hirnhäute kommen kann.

Alle vorgenannten Arbeiten betrachten die direkte und indirekte Krafteinwirkung auf den nicht fixierten Schädel. Bis auf eine Projektstudie des Polizeipräsidiums Oberfranken (Projektstudie 2012) wurden unseres Wissens nach wissenschaftliche Studien über Tritte gegen den fixierten Kopf im Sinne eines Stampfens bislang nicht durchgeführt. In der genannten Projektstudie wurde ein Dummykopf ca. 6 cm über der Kraftmessplatte positioniert. Es wurden maximale Trittkräfte zwischen 4.2 kN und 7.2 kN gemessen.

Der Rechtsmediziner wird im Rahmen forensischer Begutachtungen oftmals mit folgenden Fragestellungen konfrontiert:

- Können Tritte gegen den fixierten Schädel bzw. die resultierenden Trittkräfte schwere bzw. potentiell zum Tode führende Verletzungen erzeugen?
- Welche Einflussfaktoren bestimmen die zu erwartenden Trittkräfte?

Um dem praktisch tätigen Rechtsmediziner belastbare Aussagen zu diesen Themen zur Verfügung zu stellen, wurde die vorliegende Studie durchgeführt. Folgende Hypothesen sollten hierbei untersucht werden:

1. Tritte gegen den fixierten Kopf sind geeignet, Frakturen zu erzeugen.
2. Harte Schuhe vermitteln bei gleichem Trittszenario größere Kräfte als weiche Schuhe.
3. Die Statur des Täters im Sinne von Körpergröße und Körpergewicht stellt einen wichtigen Einflussfaktor bezüglich der Trittkräfte dar.
4. Deformationen im Zielmaterial (z .B. der Haut) dämpfen die Trittkräfte ab.
5. Tritte mit höheren Fußgeschwindigkeiten haben größere Trittkräfte zur Folge.
6. Bei Sprüngen aus dem Stand auf den Kopf werden höhere Kräfte erzeugt als bei Tritten auf den Kopf.

3 Material und Methode

3.1 Terminologie

Im Folgenden wird eine Terminologie mit Benennungen der einzelnen für die Experimente wichtigen Entitäten und Variablen eingeführt, um im Weiteren Eindeutigkeit der Bezeichnungen zu erreichen.

Die Experimente wurden unter der Mitwirkung einer Anzahl von $N = 55$ Testpersonen a_n durchgeführt, wobei die Reihenfolge der Indexwerte $n = 1, \dots, N$ mit der zeitlichen Reihenfolge der Versuche übereinstimmt. Die Folge aller Testteilnehmer a_n wird hier mit dem Symbol $(a_n)_{n=1, \dots, N}$ bezeichnet. Von jedem Teilnehmer a_n wurden die folgenden Parameter erhoben:

Körpergröße	$L_n = L(a_n)$
Körpermasse	$M_n = M(a_n)$
Geschlecht	$G_n = G(a_n)$
Maximale Beinkraft	$K_n = K(a_n)$
Alter	$A_n = A(a_n)$

Die einzelnen Experimente bestanden in jeweils einem Trittversuch auf eine Kraftmessplatte, wobei folgende Parameter variiert wurden:

Schuhwerk	$S = h / w$	(h = harter Schuh, w = weicher Schuh)
Unterlage	$U = - / +$	($-$ = ohne Unterlage, $+$ = mit Unterlage)
Bewegungstyp	$B = t / s$	(t = Tritt, s = Sprung)

Das Tripel (S, U, B) definiert die Durchführung eines einzelnen Experimentes vollständig. Die Sprungversuche erfolgten ohne Berücksichtigung einer deformierbaren Unterlage. Es wurden demnach sechs verschiedene Typen von Experimenten durchgeführt. Für eine gegebene Versuchsperson a_n wird ein Experiment mit dem Schuhwerk $S = s$ (für s aus der Wertemenge $\{h, w\}$), mit der Unterlage $U = u$ (für u aus der Wertemenge $\{-, +\}$) und vom Bewegungstyp $B = b$ (für b aus der Wertemenge $\{t, s\}$) mit dem Symbol $E(a_n, S=s, U=u, B=b)$ oder verkürzt auch mit $E(a_n, s, u, b)$ bezeichnet. Mit jeder Versuchsperson a_n wurde jeder Experimentaltyp $E(a_n, s, u, b)$ zweimal durchgeführt. Der Ordnungsindex $j = 1, 2$ der Durchführungszahl wird zunächst als Index am Symbol des Experimentaltyps $E(a_n, s, u, b)$ mitgeführt. So

bezeichnet $E_1(a_n, s, u, b)$ die erste Durchführung des Experimentaltyps $E(a_n, s, u, b)$ und $E_2(a_n, s, u, b)$ die zweite Durchführung mit den Experimentalparameterwerten $S = s, U = u, B = b$ an der Testperson a_n .

Die Werte der folgenden Messgrößen wurden bei den einzelnen Experimenten als Resultate erhoben:

Maximale Trittkraft/Sprungkraft	F
Peakbreite der Zeit-Kraftkurve	D
Fußgeschwindigkeit	V

Der Ausdruck:

$$E_j(a_n, s, u, b) \Rightarrow (f, d, v)$$

steht dann für das Ereignis, das sich bei der j -ten Durchführung des Experimentaltyps $E(a_n, s, u, b)$ durch die Versuchsperson a_n mit dem Resultat $F = f, D = d, V = v$ ergab. Ist nur von der im Experiment $E(a_n, S=s, U=u, B=b)$ ermittelten Zielgröße X mit X aus der Menge der Variablen $\{F, D, V\}$ die Rede, so wird anstatt: $E_j(a_n, s, u, b) \Rightarrow X=x$ auch verkürzt geschrieben: $X(a_n, s, u, b)$. Wird auf gepaarte Stichproben zweier Experimente $E(a_n, S=s_1, U=u_1, B=b_1)$ und $E(a_n, S=s_2, U=u_2, B=b_2)$ Bezug genommen, so bezeichnet man das Paar der beiden verglichenen Experimente mit $E(a_n, S=s_1, U=u_1, B=b_1) - E(a_n, S=s_2, U=u_2, B=b_2)$.

3.2 Versuchsaufbau

Je eine Versuchsreihe wurde vom 05.03.2012 – 11.03.2012 in der Jenaer Universitätsklinik, Bachstraße 18, sowie vom 12.03.2012 – 16.03.2012 in der Erfurter Fachhochschule, Altonaerstraße 25, durchgeführt. Als Leihgabe des Institutes für Sportwissenschaften Jena der Abteilung Bewegungswissenschaften standen zwei Kraftmessplatten inklusive Software von der Firma Kistler und ein Bewegungsanalysesystem der Firma Qualisys zur Verfügung. In Jena wurden die Messungen der Bodenreaktionskräfte mit einer gleichzeitigen Registrierung der Bewegung der Versuchsperson beim Tritt kombiniert, in Erfurt hingegen fanden die Messungen ohne Bewegungsanalysesystem statt.

3.2.1 Jenaer Universitätsklinik

In der Mitte des Raumes wurden zwei Kraftmessplatten (mit einem Eigengewicht von je ca. 40 kg), im Abstand von ca. 1 mm nebeneinander aufgestellt. Als Unterlage sowie zur Fixierung der Messplatten diente eine ca. 250 kg schwere Stahlplatte, auf der beide Kraftmessplatten befestigt wurden. Weder die Messplatten noch die Stahlplatte waren in den Boden eingelassen, sodass die Trittfläche um ca. 15 cm gegenüber der Bodenfläche erhöht war. Diese Höhe entspricht in etwa der Kopfbreite eines durchschnittlichen Mannes, welche in (Farkas 1994) mit 153 mm angegeben wird. Die Messplattformen waren über einen Ladungsverstärker sowie einen A/D-Wandler mit dem Computer/Datenerfassungssystem verbunden. Im Umfeld der Kraftmessplatten wurden insgesamt sechs Infrarotlichtkameras positioniert, welche die Bewegungen des Probanden mit Hilfe von acht am Körper der tretenden Versuchsperson als Messpunkte angebrachten Reflektoren (Größe ca. 20 mm) aufnahmen. Die Kameras waren ebenfalls an ein Datenerfassungssystem angeschlossen. Das Bewegungsanalysesystem hatte eine Aufnahme Frequenz von 240 Hz, die Kistler Kraftmessplatten hatten eine Abtastrate von 2000 Hz.

In festgelegter Reihenfolge musste jeder Proband eine Trittserie absolvieren. Die Probanden konnten dabei selbst entscheiden, welches Bein und welche Technik sie für den Versuch wählten, jedoch durfte das Bein innerhalb der Trittserie nicht gewechselt werden. Die Probanden durften ebenfalls wählen, mit welchem Schuhwerk sie die ersten Trittversuche ausführen wollten. Vor Beginn der Tritte musste jeder Kandidat eine Gewichtsmessung und eine 'Messung der maximal möglichen isometrischen Beinkraft' absolvieren. Hierzu wurde an der Stahlplatte an jedem Ende ein dickes Seil befestigt, welches die Probanden mit den Händen festhielten. Gleichzeitig nahmen die Probanden eine halbhoch Kniebeugestellung ein (Kniegelenkwinkel ca. zwischen 120° und 160°) und hielten die Seile straff, während sie versuchten die Knie bei durchgestreckten Armen zu strecken. Diese Methode wurde gewählt, da ein geeignetes Gerät zur Messung der isometrischen maximalen Beinkraft nicht zur Verfügung stand.

Für jedes Experimental-Setup wurden zwei Versuchswiederholungen durchgeführt. Vor der Versuchsdurchführung erfolgten die oben beschriebenen Messungen zur Ermittlung des Körpergewichts und der isometrischen maximalen Beinkraft.

Jeder Teilnehmer a_n teilte der Versuchsleiterin seine Körpergröße L_n mit. Die folgende Liste von Experimentaltypen zeigt eine mögliche Abfolge der Trittszenarien, wie sie von jedem Probanden a_n nacheinander abgearbeitet wurde. Die Reihenfolge blieb den Teilnehmern überlassen. Von jedem Teilnehmer a_n wurden zu jedem Szenario (3, 5, 9, 11 im Beispiel) zwei Trittversuche $E_1(a_n, S=s, U=u, B=b)$ und $E_2(a_n, S=s, U=u, B=b)$ (im Beispiel: 7 und 8, 13 und 14) Sprungversuche durchgeführt:

- 1) Gewichtsmessung M_n
- 2) Beinkraftmessung K_n
- 3) Tritt $B = t$ mit weichem Schuh $S = w$ ohne Unterlage $U = -$, also: $E_1(a_n, w, -, t)$
- 4) Tritt $B = t$ mit weichem Schuh $S = w$ ohne Unterlage $U = -$, also: $E_2(a_n, w, -, t)$
- 5) Tritt $B = t$ mit weichem Schuh $S = w$ mit Unterlage $U = +$, also: $E_1(a_n, w, +, t)$
- 6) Tritt $B = t$ mit weichem Schuh $S = w$ mit Unterlage $U = +$, also: $E_2(a_n, w, +, t)$
- 7) Sprung $B = s$ mit weichem Schuh $S = w$ ohne Unterlage $U = -$, also: $E_1(a_n, w, -, s)$
- 8) Sprung $B = s$ mit weichem Schuh $S = w$ ohne Unterlage $U = -$, also: $E_2(a_n, w, -, s)$
- 9) Tritt $B = t$ mit hartem Schuh $S = h$ ohne Unterlage $U = -$, also: $E_1(a_n, h, -, t)$
- 10) Tritt $B = t$ mit hartem Schuh $S = h$ ohne Unterlage $U = -$, also: $E_2(a_n, h, -, t)$
- 11) Tritt $B = t$ mit hartem Schuh $S = h$ mit Unterlage $U = +$, also: $E_1(a_n, h, +, t)$
- 12) Tritt $B = t$ mit hartem Schuh $S = h$ mit Unterlage $U = +$, also: $E_2(a_n, h, +, t)$
- 13) Sprung $B = s$ mit hartem Schuh $S = h$ ohne Unterlage $U = -$, also: $E_1(a_n, h, -, s)$
- 14) Sprung $B = s$ mit hartem Schuh $S = h$ ohne Unterlage $U = -$, also: $E_2(a_n, h, -, s)$

Die Probanden hatten nach Starten der Aufnahme ein Zeitfenster von 10 s, in dem sie den jeweiligen Versuch $E_j(a_n, S=s, U=u, B=b)$ durchführen konnten. Die passive optische Messung wurde synchron mit der Kraftmessung gestartet.



Abbildung 1: Versuchsaufbau mit Markierung eines gedachten am Boden liegenden Körpers, der Stahlplatte mit den beiden Kraftmessplatten und den im Hintergrund aufgebauten Infrarotkameras zur Bewegungsregistrierung.

Abbildung 1 zeigt den Versuchsaufbau am Universitätsklinikum Jena mit Kraftmessplatten und Bewegungsanalysesystem.

3.2.2 Erfurter Fachhochschule

Bei den Versuchen an der Erfurter Fachhochschule wurde keine Registrierung des Bewegungsablaufes beim Tritt durchgeführt, da das Bewegungsanalysesystem nur für eine Woche zur Verfügung stand. Es fanden lediglich die Kraftmessungen statt. Der Ablauf der Trittserie blieb unverändert.

3.3 Probandenkollektiv

An den Versuchen nahmen insgesamt 55 Probanden teil, von denen 46 männlichen und neun weiblichen Geschlechts waren. In Jena führten vier weibliche und 20 männliche Teilnehmer(innen) die Versuche durch, in Erfurt waren es fünf weibliche und 26 männliche Teilnehmer(innen). Das Alter von 44 der 46 Männer lag zwischen 19 und 33 Jahren, weiterhin gab es je einen Probanden im Alter von 37 Jahren und von 58 Jahren. Von den 55 Probanden sind 33 regelmäßig sportlich aktiv, beispielweise in den Sportarten: Boxen, Rad fahren, Fußball spielen oder allgemeine Fitness. Das Körpergewicht M lag zwischen $M = 43,80 \text{ kg}$ und $M = 108,91 \text{ kg}$ und die Körpergröße L zwischen $L = 1,59 \text{ m}$ und $L = 1,95 \text{ m}$.

Vor Versuchsbeginn wurden den Probanden ein Informationsblatt und eine Einwilligungserklärung zur Unterschrift vorgelegt. Vom Institut für Rechtsmedizin der Universität Jena wurde für die Teilnehmer eine Versicherung zur Abdeckung der

Behandlungs- und Folgekosten eventueller gesundheitlicher Schädigungen durch die Versuchsteilnahme abgeschlossen. Ein positives Votum des Ethikkomitees des Universitätsklinikums Jena lag vor.

Tabelle 1: Parameter des Kollektivs weiblicher Probanden, n = 9

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter [Jahre]	22,00	45,00	27,44	6,93
Körpergröße L [m]	1,59	1,75	1,68	0,05
Körpergewicht M [kg]	43,80	70,20	57,74	7,47

Tabelle 2: Parameter des Kollektivs männlicher Probanden, n = 46

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter [Jahre]	19,00	58,00	26,96	5,92
Körpergröße L [m]	1,65	1,95	1,8017	,071
Körpergewicht M [kg]	54,24	108,91	76,84	11,31

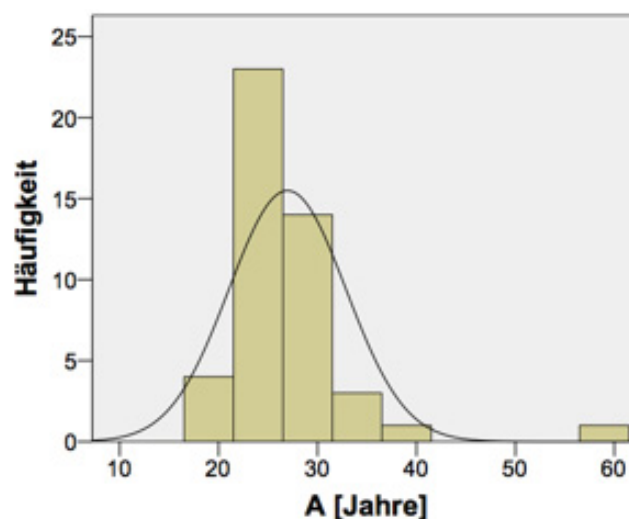


Abbildung 2: Altersverteilung geschlechtsunabhängig

Die wichtigsten Parameter der Probandenverteilungen werden in Tabelle 1 und Tabelle 2 zusammengefasst. Die Altersverteilung ohne Unterscheidung des Geschlechts zeigt Abbildung 2.

3.4 Messtechnik

3.4.1 Kraftmessplatte

Die Messplattform vom Typ 9281B11 der Firma Kistler Instrumente AG erfasst über vier eingelagerte Mehrkomponenten-Piezo-Kraftsensoren die Bodenreaktionskräfte.

Ein so genanntes Piezoelement erzeugt eine elektrische Spannung, welche proportional zu der auf das Element wirkenden Kraft ist. Die in der Kraftmessplatte verbauten Kraftsensoren messen sowohl Druck- als auch Schubkräfte über vier (zwei Paar) eingelassene Quarzkristallringe. Die Daten werden mit einer Abtastfrequenz von 2000 Hz erfasst. Die erfassten Signale passieren einen 8-Kanal-Ladungsverstärker (Typ 9865E) sowie einen A/D-Wandler und gelangen dann in ein Datenerfassungssystem. Dieses berechnet mithilfe der Analysesoftware (BioWare 3.21) die Koordinaten des Kraftangriffspunktes sowie die jeweiligen Kraftvektoren als Richtung und Größe der Kraft. Die Kraftvektoren werden pro Zeiteinheit über den gesamten Bewegungsverlauf in drei Dimensionen (gemäß Raumachsen) dargestellt. Aus den einzelnen Kraftkomponenten F_x , F_y und F_z erhält man durch Vektoraddition die resultierende Gesamtkraft F (Kühn 2001).

Die Daten der Kraftmessplatten wurden zunächst in binärem Format (.dat-Dateien) gespeichert, dann in ASCII-Dateien exportiert und mittels MATLAB Version 7.6.0.324 (The MathWorks, Inc.) numerisch ausgewertet. Mit der Analysesoftware SPSS für MAC (IBM, LEAD Technologies Inc.) erfolgte anschließend die statistische Auswertung.

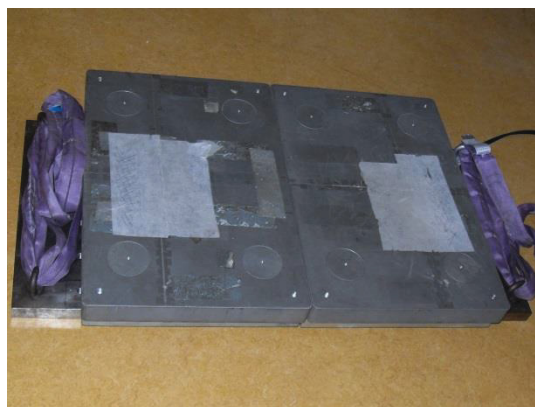


Abbildung 3: Kraftmessplatten der Firma Kistler

In Abbildung 3 sind die beiden Kraftmessplatten mit den an den Seiten angebrachten Seilen (lila) zur Messung der maximalen isometrischen Beinkraft K zu sehen.

3.4.2 Unterlage

Als Hautimitat wurde eine 7 mm dicke Silikondubliermasse Deguform von DeguDent verwendet (Whittle et al. 2008). Die Silikonmasse wurde in eine Form aus in einem Baumarkt beschafften Kunststoffplatten gegossen, so dass eine dünne Matte

entstand. Dabei wurde die aus zwei Komponenten bestehende Dubliermasse direkt vor dem Ausgießen der Form gemischt. Nach einigen Stunden konnte die vernetzte und flexible Unterlage aus der Form genommen werden.



Abbildung 4: Silikondubliermasse

Abbildung 4 zeigt das aus Silikondubliermasse gefertigte ca. 7 mm starke Hautimitat.

3.4.3 Bewegungsanalysesystem

Das bei den Versuchen zur Registrierung des Bewegungsablaufes verwendete Bewegungsanalysesystem der Firma Qualisys besteht aus sechs Hochgeschwindigkeitskameras, welche um das Aufnahmefeld in unterschiedlichen Höhen und Winkeln positioniert werden. Von den Kameras wird Infrarotlicht ausgesandt, welches von den am Körper angebrachten Markern reflektiert und von den Kameras mit einer Frequenz von 240 Hz aufgezeichnet wird. Vor der eigentlichen Messung muss das System kalibriert werden. Dazu wird ein Kalibrationsstab zunächst statisch im Aufnahmefeld positioniert und anschließend im Aufnahmefeld bewegt. Auf dem Stab sind reflektierende Marker in definierten Abständen befestigt. Anhand der definierten Markerabstände erfolgt dann die Kalibrierung des Bewegungsanalysesystems. Nach einer erfolgreichen Kalibrierung dürfen die Positionen der Kameras nicht mehr verändert werden. Sowohl bei der Kalibrierung als auch bei der Messung wurde der Versuchsraum abgedunkelt und reflektierende Stellen an Geräten, Boden oder am Körper der Versuchspersonen mit nichtreflektierendem Material abgeklebt.

Aus den reflektierten Signalen können von der Analysesoftware die Positionen der Marker im Raum berechnet werden. Mit dem Programm Qualisys Track Manager

Software Version 2.1 (Qualisys, *Schweden*) wurden die aufgenommenen Daten zu einem 3D Modell weiterverarbeitet. Dieses Modell erlaubt es, mithilfe der Vektorrechnung die Winkel der Körpergelenke zu berechnen sowie die erste und zweite Ableitung zur Berechnung von Geschwindigkeiten und Beschleunigungen zu bilden. Zur Analyse der kinematischen Daten des Körpers wurde ein Modell aus den Registrierungsdaten von insgesamt acht reflektierenden Anatomie-/Bewegungsmarkern (Durchmesser: 20 mm) berechnet. Die Marker für die Registrierung wurden über dem Dornfortsatz des 7. Halswirbels, über dem Dornfortsatz des 5. Lendenwirbels, sowie beidseits über dem Trochanter major, dem lateralen Kniegelenksspalt und dem lateralen Malleolus platziert.

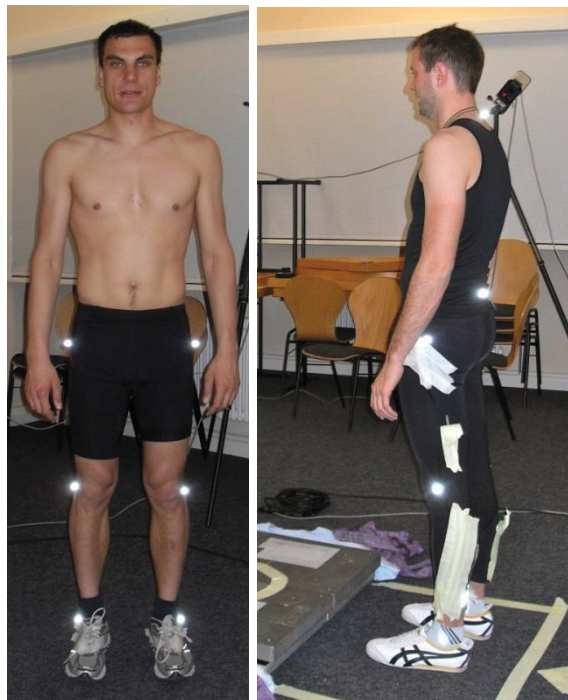


Abbildung 5: Versuchsperson mit beklebten reflektierenden Markern (6 Marker der unteren Extremitäten und je ein Marker über dem 7. HWK und dem 5. LWK)

Abbildung 5 zeigt die Anordnung der Marker zur Bewegungsregistrierung.

3.5 Datenauswertung

3.5.1 Datenauswahl

Für die Datenauswertungen im Sinne der maximalen Tritt- bzw. Sprungkräfte F und der entsprechenden Peakbreiten D als Zielparameter der Untersuchung wurden von den jeweils zwei Ausführungen E_1 und E_2 des Experimentes E nur dasjenige zur

Auswertung E_j herangezogen, welche den höchsten Wert des Parameters F aufwies. Es entfällt im Folgenden die Indizierung der Experimente E durch den Parameter j .

3.5.2 Bioware

Die Ansteuerung der Kraftmessplatten und der Infrarotkameras erfolgte mit der Software BioWare. Das Paket BioWare erzeugt als Output ASCII-Dateien mit der Extension .txt. Die aus BioWare extrahierten txt-Dateien wurden in probandenspezifischen Verzeichnissen abgespeichert.

3.5.3 MatLab

Das Programm MatLab ist ein Softwarepaket zur numerischen Verarbeitung und grafischen Darstellung von Daten und verfügt über eine umfangreiche mathematische Bibliothek mit Funktionen für numerische Lösungsverfahren und für die digitale Bildverarbeitung. Die Syntax ist auf die Verarbeitung umfangreicher Matrizen ausgelegt.

Die Ermittlung der maximalen Beinkraft K und der Peakbreiten D erfolgte mit Hilfe des Programmes MatLab, wobei die Verarbeitung auf den .txt Dateien aufsetzte, die von Bioware als Output der Experimente produziert wurden. Die so ermittelten Daten (Körpergewicht M , maximale Beinkraft K , Peakbreiten D) wurden in einer weiteren .txt-Datei abgespeichert und in die Statistiksoftware SPSS eingelesen.

Die vor der Versuchsdurchführung gemessene statische Maximalkraft K eines Teilnehmers a_n teilt sich auf die beiden Messplatten im Sinne der linken und rechten Bodenreaktionskraft auf. Im MatLab-Skript werden die über ein bestimmtes Zeitfenster gemittelten Kraftmaxima K_n^L und K_n^R der beiden Platten ermittelt und zur statischen Gesamtmaximalkraft $K_n = K_n^L + K_n^R$ addiert.

Außerdem werden die jeweiligen Maximalkräfte F_1 und F_2 der Trittversuche ermittelt und die Peakbreiten D_1 und D_2 nach folgendem Algorithmus berechnet (siehe Abbildung 6). Die Peakbreiten wurden nur für die Trittversuche berechnet, sodass eine Mittelung der Kraftwerte beider Platten nicht erfolgen musste.

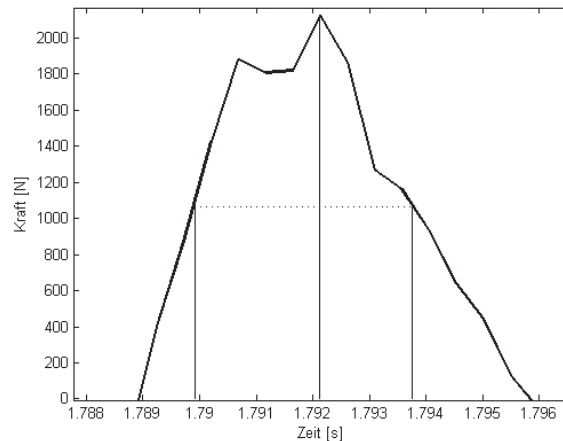


Abbildung 6: Berechnung der Peakbreiten D für die Trittversuche, die Peakbreite D wird durch die gepunktete horizontale Linie dargestellt

Ausgehend von dem Zeitpunkt t_{max} der maximalen Trittkraft F_j folgt der Algorithmus der Kraft-Zeitkurve $F(t)$ jeweils nach links (zu geringeren Zeitwerten: $t < t_{max}$) und nach rechts (zu höheren Zeitwerten: $t > t_{max}$) bis der Kraftwert $F(t)$ jeweils die halbe maximale Trittkraft $F_j/2$ erreicht:

$$t_L < t_{max}: F(t_L) = F(t_{max}) / 2$$

$$t_U > t_{max}: F(t_U) = F(t_{max}) / 2$$

Aus den zugehörigen Zeitpunkten t_L und t_U wird die Peakbreite D durch Differenzbildung berechnet: $D := t_U - t_L$. Die Peakbreite D entspricht nicht der Kontaktzeit. Die eben dargestellte Vorgehensweise zur Ermittlung der Peakbreite D wurde gewählt, um nach einem festen Algorithmus nachvollziehbare und interexperimentell vergleichbare Werte zu erhalten. Eine Ermittlung der tatsächlichen Kontaktzeit ist aufgrund unterschiedlicher Kurvenformen mit Hilfe eines festen Algorithmus so nicht möglich. So ist z. B. eine Bestimmung der Kontaktzeit nicht eindeutig möglich, wenn das Bein nach dem Tritt auf der Kraftmessplatte abgesetzt wurde.

Auch die maximale Fußgeschwindigkeit V_{max} wurde mit einem MatLab-Skript ermittelt. Obwohl die Auswertung der Daten des Bewegungsanalysesystems für jedes Experimentes $E_j(a_n, S=s, U=u, B=b)$ ein Geschwindigkeit-Zeit-Diagramm $V(t)$ (siehe Abbildung 9) ergibt, zeigen sich bei näherer Betrachtung der Kurvenverläufe in der Nähe des Zeitpunktes t_{max} des Spitzenwertes $V(t_{max})$ Oszillationen des Kurvenverlaufes (in blau dargestellt), deren Amplitude ca. 1 - 2 km/h beträgt. Diese Oszillationen lassen eine exakte Bestimmung des Spitzenwertes V_j durch die einfache

Definition $V_j := V(t_{max})$ problematisch erscheinen. Um einen von diesen Oszillationen unabhängigen Maximalwert V_j unmittelbar vor dem Kontakt mit der Kraftmessplatte zu erhalten, wurde ein MatLab-Skript nach dem folgenden Algorithmus erstellt.

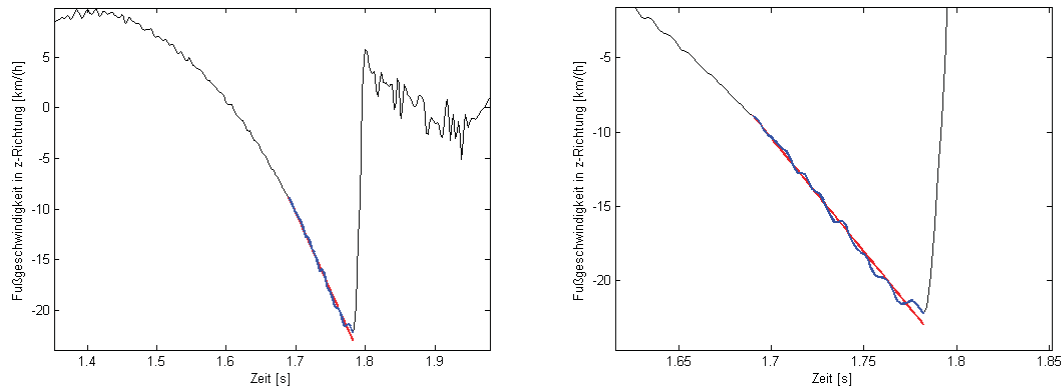


Abbildung 7: Berechnung der Fußgeschwindigkeit, rot dargestellt ist die gefittete Geradengleichung, Fußgeschwindigkeit negativ, da Trittbewegung nach unten der negativen z-Richtung entspricht

Abbildung 7 zeigt das Ergebnis des in MatLab implementierten Verfahrens zur Bestimmung der maximalen Fußgeschwindigkeit V_j unmittelbar vor dem Auftreffen auf die Kraftmessplatte an einer Beispielkurve. Zunächst wird der Zeitpunkt t_A des Maximums der Geschwindigkeitskurve $V(t)$ während der Ausholbewegung des Fußes nach oben und das Minimum t_0 der Geschwindigkeitskurve bei der Trittbewegung nach unten aufgesucht. Für das letzte Viertel $[t_A + 3(t_0 - t_A)/4, t_0]$ der Zeitspanne $[t_A, t_0]$ wird eine Geradengleichung $g(t) = a * t + b$ (rote Gerade in Abbildung 9) durch eine kleinste Quadrate-Anpassung an die Messkurve gefittet. Der Wert $g(t_0)$ dieser Geradengleichung zum Zeitpunkt t_0 des Kurvenminimums wird als maximale Fußgeschwindigkeit $V_j := g(t_0)$ festgelegt. Mit diesem Algorithmus lassen sich reproduzierbar und in vernünftiger Näherung der tatsächlichen Verhältnisse die Fußgeschwindigkeiten V_j ermitteln.

3.5.4 Statistische Verfahren

Die folgende Tabelle zeigt eine Übersicht der im Rahmen dieser Arbeit angewendeten statistischen Methoden. Auf eine mathematische Notation wurde hierbei verzichtet.

Tabelle 3: Übersicht der angewendeten statistischer Tests

	Test	Voraussetzung	Nullhypothese H_0	Signifikanz $p < 0,05$
Test auf Normalverteilung ((Steland 2004), (Wollschläger 2012), (Rumsey 2008))	Shapiro-Wilk	-	Es liegt Normalverteilung vor	Es kann keine Normalverteilung angenommen werden
	Kolmogorov-Smirnov	-	Es liegt Normalverteilung vor	
Test auf funktionalen Zusammenhang (Köhler et al. 2007)	Regressionsanalyse	Parametrisch: Normalverteilung der Residuen mit Mittelwert 0, stochastische Unabhängigkeit, gleiche Varianz der Residuen	Es besteht kein approximativ linearer, systematischer Zusammenhang	Es besteht ein approximativ linearer, systematischer Zusammenhang
Test auf Gleichheit zweier Mittelwerte	T-Test	Parametrisch: stochastische Unabhängigkeit, Normalverteilung und gleiche Standardabweichungen der Zufallsvariablen	H_0 : Mittelwerte sind gleich	Es besteht ein signifikanter Unterschied der Mittelwerte der verbundenen Stichproben
Vergleich zweier Verteilungen unbekannter Verteilungsfunktion ((Bortz und Lienert 2010), (Rudolf und Kuhlisch 2008))	Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test	Nichtparametrisch: ordinalskalierte Daten	H_0 : Mediane unabhängiger Stichproben sind gleich	Es besteht ein signifikanter Unterschied der Mediane der beiden unabhängigen Stichproben
Varianzanalyse ((Wollschläger 2012), (Rudolf und Kuhlisch 2008))	ANOVA	Parametrisch: stochastische Unabhängigkeit der Stichprobenentnahme, Normalverteilung innerhalb jeder Gruppe, Varianzhomogenität über alle Gruppen	H_0 : Erwartungswerte aller Gruppen sind gleich	Es besteht ein relevanter Einfluss einer unabhängigen Variablen

3.6 Physikalische Grundlagen

Die hier verwendeten physikalischen Begriffe und Techniken sind sämtlich den Grundlagen der Mechanik entlehnt. Aus diesem Grunde werden die Begrifflichkeiten nur kursorisch eingeführt.

3.6.1 Weg, Zeit, Geschwindigkeit, Beschleunigung

Die Messung von Wegen und Zeiten in der Physik beruht unter anderem auf der Möglichkeit individuelle Stellen im Raum beziehungsweise Zeitpunkte eindeutig und reproduzierbar zu kennzeichnen. Dies geschieht im Falle der Raummessung durch irreversible Markierungen an Festkörpern und im Falle der Zeitmessung durch irreversibel erinnerliche Ereignisse. Unter Voraussetzung der herkömmlichen Abstandsmessung im Raum sowie in der Zeit kann in elementaren Experimenten ermittelt werden, dass sowohl der Raum als auch die Zeit reelle Vektorraumstrukturen tragen. Nach der Wahl eines Nullpunktes sowie eines Einheitsmaßstabes ist es daher möglich, Raumstellen reelle dreidimensionale Koordinaten $x = (x_1, x_2, x_3)$ zuzuordnen und Zeitpunkte durch eindimensionale reelle Vektoren zu bestimmen. Sowohl im Falle des Raumes als auch für die Zeit lässt sich eine euklidische Norm $\| \cdot \|$ definieren, sodass eine kanonische Abstandsmessung im Raum und in der Zeit möglich ist. Zwischen zwei Raumstellen x^1 und x^2 wird der Abstand definiert durch:

$$d(x^1, x^2) := \|x^1 - x^2\| := [(x^1_1 - x^2_1)^2 + (x^1_2 - x^2_2)^2 + (x^1_3 - x^2_3)^2]^{1/2}$$

Der Abstand zwischen zwei Zeitstellen t_1 und t_2 ist definiert als:

$$d(t_1, t_2) := \|t_1 - t_2\| := t_1 - t_2$$

Die SI-Einheit der Längenmessung ist Meter (m), diejenige der Zeitmessung Sekunde (s).

Die begriffliche Einführung der Geschwindigkeit v setzt die Existenz von mit sich selbst über die Zeit hinweg identischen materiellen Objekten voraus, die ihre Position im Raum ändern können. Einem Objekt O , welches sich zum Zeitpunkt t_1 an der Raumstelle x_1 befindet und zum Zeitpunkt $t_2 < t_1$ an der Stelle x_2 , kann, wenn sowohl der Abstand $d(x_1, x_2)$ als auch der Abstand $d(t_1, t_2)$ sehr gering ist und außerdem das Objekt O sich zwischen t_1 und t_2 lediglich an Positionen x auf der geraden

Verbindungsline zwischen x_1 und x_2 aufgehalten hat, die Momentangeschwindigkeit $v(t_1)$ zugeordnet werden:

$$v(t_1) := d(x_1, x_2)/d(t_2, t_1) := [(x_1^1 - x_2^1)^2 + (x_1^2 - x_2^2)^2 + (x_1^3 - x_2^3)^2]^{1/2} / [t_2 - t_1]$$

Die zeitliche Ableitung der Momentangeschwindigkeit $v(t)$, also die momentane Änderungsgeschwindigkeit der Momentangeschwindigkeit $v(t)$, ist die Beschleunigung $a(t)$:

$$a(t) := dv(t)/dt$$

3.6.2 Kraft, Kraftgesetz

Die Kraft ist eine physikalische Größe, welche als Ursache von Verformungen oder Beschleunigungen materieller Objekte wirkt. Die Kraft wird in klassischen Versuchen mit Hilfe einer Federwaage gemessen. Die physikalische SI-Einheit der Kraft ist das Newton N mit der Definition $N = kg \cdot m / sec^2$.

Das zweite Newtonsche Gesetz der Dynamik, auch das ‚Kraftgesetz‘ genannt, sagt aus, dass für ein materielles Objekt O die Kraft, welche notwendig ist, um das Objekt O mit der Beschleunigung a zu versehen, der Beschleunigung a proportional ist:

$$F \sim a$$

3.6.3 Masse, Gewicht

Da nach dem zweiten Newtonschen Gesetz die zur Beschleunigung a notwendige Kraft F der Beschleunigung a proportional ist, lässt sich für jedes spezifische materielle Objekt die träge Masse m definieren durch:

$$m := F/a$$

Die SI-Einheit der trägen Masse ist Kilogramm (kg).

Bei Versuchen in homogenen Schwerfeldern (näherungsweise auch im Erdschwerfeld) stellte man fest, dass die Erdschwere jedes Objektes in gleichem Maße beschleunigt, nämlich mit der so genannten Erdbeschleunigung $g = 9,81 \text{ m/sec}^2$. Mit der Federwaage kann die hierzu notwendige Kraft G , die am Objekt O angreifende

Erdschwerkraft gemessen werden. Versuche zeigen, dass die so genannte schwere Masse $m_s := G / g$ genau proportional der trägen Masse m ist, so dass man - nötigenfalls nach einer Maßstabsänderung - die Gleichheit von träger und schwerer Masse erreicht:

$$m = m_s$$

Man spricht daher vereinfachend nur noch von der Masse m des Objektes O .

Die von der Erdanziehung unter Normalbedingungen am Objekt O bewirkte Kraft G wird auch die Gewichtskraft des Objektes genannt. Aufgrund der für alle Objekte O identischen Erdbeschleunigung g bestehenden Proportionalität:

$$m = m_s = G/g$$

zwischen Masse m und Gewichtskraft G werden Kräfte oft nach der obigen Gleichung in Massen (genauer Massenäquivalente) umgerechnet. In der folgenden Untersuchung ist daher oft vom ‚Körpergewicht‘ die Rede, wenn die Körpermasse gemeint ist.

3.6.4 Kinetische Energie

Der physikalische Grundbegriff Energie E ist als die Fähigkeit definiert, Arbeit W zu leisten:

$$E = W$$

Mechanische Arbeit W wird verstanden als die physikalische Größe, welche aufgewandt werden muss, um ein physikalisches Objekt O entgegen einer Kraft F um eine Strecke ds zu bewegen. Unter der Voraussetzung, dass die Strecke ds sehr klein ist, kann die Kraft F als konstant angenommen werden, so dass man die Arbeit dW , welche zum Transport von O über die Wegstrecke ds gegen die Kraft F notwendig ist, definiert durch:

$$dW := F ds$$

Die Energie E_{KIN} ist notwendig, um eine Masse m im kräftefreien Raum (auch: senkrecht zu angreifenden Kräften) auf die Geschwindigkeit v zu beschleunigen. Es

gilt der Zusammenhang:

$$E_{KIN} = mv^2/2$$

Die Einheit der Energie ist J (Joule) bzw. Nm oder $\text{kg m}^2 \text{sec}^{-2}$.

3.6.5 Effektive Masse

Ein definiertes Objekt, welches unter Krafteinwirkung formveränderlich ist, trifft im Zuge einer Bewegung auf ein festes Hindernis. So wirkt auf das Hindernis eine Kraft F ein. Die Geschwindigkeit des Objektes unmittelbar vor dem Aufprall an der Objektstelle x , welche beim folgenden Stoß das Hindernis kontaktiert, sei $v = v(x)$. An anderen Stellen y des Objektes kann die Geschwindigkeit $v(y)$ zum Zeitpunkt des Aufpralls von $v(x)$ verschieden gewesen sein. Sei E_H der Anteil der kinetischen Energie E_{KIN} des Objektes, der sich dem Hindernis durch den Stoß des Objektes auf das Hindernis mitteilt. Dann ist die effektive Masse m_{EFF} definiert als diejenige Masse, bei deren hypothetischer Bewegung mit der Kontaktgeschwindigkeit v genau der auf das Hindernis übertragene Anteil E_H der kinetischen Energie E_{KIN} des Objektes notwendig gewesen wäre:

$$m_{EFF} := 2E_H/v^2$$

4 Ergebnisse

4.1 Auswertung Trittversuche

In der Auswertung der vorliegenden Experimente wurden innerhalb der Geschlechtergruppen $G=m$ und $G=w$ und für je einen festgelegten Bewegungstyp $B=t$ oder $B=s$ jeweils von einem Paar von Untergruppen $X = E(S=s_1, U=u_1, B=b)$ und $Y = E(S=s_2, U=u_2, B=b)$ die Verteilungen der maximalen Trittkräfte F oder die Verteilungen der maximalen Peakbreiten D verglichen. Dabei wurde für jede/n Probandin/en a_n die Differenz $Z_X - Z_Y := Z(a_n, S=s_1, U=u_1, B=b) - Z(a_n, S=s_2, U=u_2, B=b)$ der betreffenden Größe $Z \in \{F, D\}$ gebildet. Dieses Auswertungsschema ist unter der Bezeichnung „gepaarte Stichproben“ bekannt. Die Nullhypothese H_0 des letztendlichen Verteilungsvergleiches lautete dann, falls für die Zufallsvariable $Z_X - Z_Y$ eine Normalverteilung angenommen werden konnte, dass der Erwartungswert von $Z_X - Z_Y$

Null sei:

$$Z_X - Z_Y \text{ normalverteilt} \quad \implies \quad H_0: E(Z_X - Z_Y) = 0$$

Falls keine Normalverteilung für $Z_X - Z_Y$ angenommen werden konnte, wurde die Nullhypothese H_0 so abgewandelt, so dass ein nichtparametrischer Test möglich war. Sie lautete dann, dass der Medianwert $Md(Z_X - Z_Y)$ von $Z_X - Z_Y$ Null ist:

$$Z_X - Z_Y \text{ nicht normalverteilt} \quad \implies \quad H_0: Md(Z_X - Z_Y) = 0$$

Zunächst wurde für jedes einzelne Paar von Untergruppen (X, Y) die betreffende neugebildete Zufallsvariable $Z_X - Z_Y$ einem Test unterworfen, der das Vorhandensein einer Normalverteilung von $Z_X - Z_Y$ als Nullhypothese H_0 interpretiert. Wenn die Nullhypothese zum gewählten Niveau $\alpha = 0.05$ nicht verworfen werden konnte, wurde für die weitere Auswertung ein T-Test für gepaarte Stichproben verwendet. Im Falle der Ablehnung von H_0 wurde ein (nichtparametrischer) Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test eingesetzt.

Es erweist sich als praktisch für die Darstellung der Ergebnisse, folgende Bezeichnungen für die zu testenden Untergruppenpaarungen einzuführen:

$$\text{Paar 1} := E(S=w, U=-, B=t) - E(S=h, U=-, B=t)$$

$$\text{Paar 2} := E(S=w, U=-, B=t) - E(S=w, U=+, B=t)$$

$$\text{Paar 3} := E(S=w, U=-, B=t) - E(S=h, U=+, B=t)$$

$$\text{Paar 4} := E(S=h, U=-, B=t) - E(S=w, U=+, B=t)$$

$$\text{Paar 5} := E(S=h, U=-, B=t) - E(S=h, U=+, B=t)$$

$$\text{Paar 6} := E(S=w, U=+, B=t) - E(S=h, U=+, B=t)$$

4.1.1 Normalverteilungsprüfung

Vor der Anwendung parametrischer Tests im Rahmen der statistischen Auswertung erfolgte zunächst die Prüfung auf Normalverteilung für die jeweiligen Variablen.

Unabhängige bzw. erklärende Variablen oder auch Einflussgrößen in dem vorliegenden Studiendesign sind: Körpergröße L , Körpergewicht M sowie die isometrische Maximalkraft K . Als abhängige Variablen oder Zielgrößen wurden die maximale Trittkraft F sowie die Peakbreite D der Kraft-Zeitkurven gewählt.

Unabhängige Variablen bei den Tritten waren der Typus S des Schuhwerkes (hartes und weiches) sowie die Verwendung bzw. das Weglassen einer die Kopfhaut simulierenden Unterlage U .

An dem in der vorliegenden Studie erhobenen Datenmaterial wurden die abhängigen Variablen maximale Trittkraft F und Peakbreite D in SPSS mit dem Shapiro-Wilk Test und dem Kolmogorov-Smirnov Test auf Normalverteilung getestet. Die Tests wurden in allen, durch die Kombination aller Ausprägungen der kategorialen Variablen ‚Schuhwerk‘ S , ‚Unterlage‘ U sowie ‚Geschlecht‘ G definierten Untergruppen jeweils separat durchgeführt.

Gemäß den Ergebnissen des Shapiro-Wilk Tests in Tabelle 29 im Anhang kann in fast allen Untergruppen nach Schuhwerk S und Unterlage U der Gruppe der Männer $G = m$ von einer Normalverteilung der Variable maximale Trittkraft F ausgegangen werden, da sich hier p-Werte ergaben, die größer als das Signifikanzniveau von $0,05$ waren. Nur die maximalen Trittkräfte F der Männer $G = m$ in den Versuchen mit hartem Schuhwerk $S = h$ und mit Unterlage $U = +$ zeigten weder im Shapiro-Wilk Test noch im Kolmogorov-Smirnov Test eine Normalverteilung. Die p-Werte liegen hier unter $0,05$.

In der Gruppe der Männer $G = m$ ließ sich in allen Untergruppen bezüglich ‚Schuhwerk‘ S und ‚Unterlage‘ U für die Variable Peakbreite D die Nullhypothese einer Normalverteilung zum 5%-Niveau widerlegen, siehe Tabelle 31 im Anhang.

In der Gruppe der Frauen $G = w$ ergaben die Prüfungen der Variablen Trittkraft F und Peakbreite D mit dem Shapiro-Wilk Test für alle Ausprägungen der Variablen Schuhwerk S und Unterlage U keinen Anlass, die Normalverteilungshypothese zum 5%-Niveau zu verwerfen, wie Tabelle 30 und Tabelle 32 zeigen. Auch im Kolmogorov-Smirnov Test zeigte sich, dass für die Zielvariablen Trittkraft F und Peakbreite D in allen Untergruppen eine Gaußverteilung angenommen werden kann. Dennoch wird auf Grund der geringen Probandenanzahl und nach Inaugenscheinnahme der Daten im Rahmen dieser Arbeit als konservative Maßnahme keine Normalverteilung der Variablen F und D in der Gruppe der Frauen $G = w$ angenommen. Daher wird im Ergebnisteil davon abgesehen, eine Formel im Sinne eines Regressionsmodells für die Gruppe der Frauen anzugeben, welche die zu erwartenden maximalen Trittkräfte

F als Funktion der erklärenden Variablen Größe L , Gewicht M , etc. berechnet.

Um für den Bewegungstyp ,Tritt' $B=t$ den Einfluss des Schuhwerks S und der Unterlage U auf die Trittkräfte beurteilen zu können, wurden die Daten mit dem T-Test für verbundene Stichproben untersucht. Voraussetzung für die Anwendung dieses Tests ist eine Normalverteilung der Differenzen $F_X - F_Y$ der maximalen Trittkraft F der verbundenen Datensätze in den beiden jeweils verglichenen Untergruppen. Der Tabelle 33 im Anhang ist zu entnehmen, dass in der Gruppe der Männer $G = m$ die Differenzen $F_X - F_Y$ der Variable F maximale Trittkraft verbundener Fälle nach dem Shapiro-Wilk-Test keine Gaußverteilungen in den Untergruppenpaaren $E(S=h, U=-, B=t) - E(S=w, U=+, B=t)$ und $E(S=h, U=-, B=t) - E(S=h, U=+, B=t)$ aufweisen. Der Kolmogorov-Smirnov-Test führte lediglich im Falle des Paares $E(S=h, U=-, B=t) - E(S=h, U=+, B=t)$ zur Ablehnung der Nullhypothese einer Gaußverteilung.

Tabelle 34 zeigt die Ergebnisse der Normalverteilungsprüfungen für die Differenzen $F_X - F_Y$ der Trittkräfte F in der Gruppe der Frauen $G = w$ für den Bewegungstyp ,Tritt' $B=t$. Für die Paarung $E(S=h, U=-, B=t)$ und $E(S=w, U=+, B=t)$ konnte aufgrund des Kolmogorov-Smirnov-Tests zum 5%-Niveau keine Normalverteilung angenommen werden. Der Shapiro-Wilk-Test lieferte p-Werte kleiner 0,05 ebenfalls nur für die Paarung $E(S=h, U=-, B=t)$ und $E(S=w, U=+, B=t)$.

In Tabelle 35 sind die Ergebnisse der Normalverteilungstests für die paarweisen Differenzen $D_X - D_Y$ der Peakbreiten D bei Tritten $B=t$ der Untergruppen bezüglich Schuhwerk S und Unterlage U in der Gruppe der Männer $G = m$ dargestellt. Hier musste die Nullhypothese der Gaußverteilung mit dem Shapiro-Wilk-Test zum 5%-Niveau nur für das Untergruppenpaar $E(S=w, U=-, B=t) - E(S=w, U=+, B=t)$ abgelehnt werden. Im Falle des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurde die Hypothese der Normalverteilung für folgende drei Paare zum 5%-Niveau abgelehnt: $E(S=w, U=-, B=t) - E(S=w, U=+, B=t)$, $E(S=w, U=-, B=t) - E(S=h, U=+, B=t)$ und $E(S=h, U=-, B=t) - E(S=w, U=+, B=t)$.

Tabelle 36 gibt die Ergebnisse der Normalverteilungstests der Differenzen $D_X - D_Y$ der Peakbreiten D für die weiblichen Probanden $G = w$ für den Bewegungstyp $B=t$ wieder. Hier wurde die Normalverteilungshypothese mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test lediglich in der Paarung der Untergruppen $E(S=w, U=-, B=t) - E(S=w, U=+, B=t)$

zurückgewiesen.

In Tabelle 37 werden die Ergebnisse der Normalverteilungstests der Residuen der linearen Regressionen $F(L)$ und $F(M)$ für die maximale Trittkraft F als Funktion der Körpergröße L oder des Körpergewichtes M für die Gruppe der Männer $G=m$ und den Bewegungstyp ‚Tritt‘ $B=t$ für alle Untergruppen $E(S=s, U=u, B=t)$ mit $s=h$ oder $s=w$ und $u=+$ oder $u=-$ dargestellt. Tabelle 38 gibt die analogen Resultate für die Gruppe der Frauen $G=w$ wieder. Die Ergebnisse der linearen Regression, aus denen sich die Residuen berechnen, werden im Ergebnisteil dargestellt. Es zeigte sich in beiden Gruppen für alle Residuen der Regressionsgeraden der vier ($s=h/w, u=+/-$) verschiedenen maximalen Trittkräfte $F(a_n, S=s, U=u, B=t)$ in Abhängigkeit von Gewicht M und Größe L eine Normalverteilung der Residuen. Somit ist die Voraussetzung für die statistische Interpretation der Ergebnisse der linearen Regression gegeben. Für die Auswertung der Daten in der Gruppe der Frauen $G=w$ wird aus den genannten Gründen trotz positiver Testergebnisse davon abgesehen, die Normalverteilung der Residuen für die weitere Analyse vorauszusetzen.

4.1.2 Einfluss Körpergröße

Um den Einfluss der Körpergröße L auf die maximalen Trittkräfte F in der Untergruppe des Bewegungstyps „Tritt“ $B=t$ zu beurteilen, wurden lineare Regressionsanalysen mit SPSS durchgeführt. In den entsprechenden Testszenarien $E(S=s, U=u, B=t)$ besagt die Nullhypothese H_0 , dass kein Zusammenhang zwischen der Körpergröße L und der maximalen Trittkraft F besteht. Liefert der an die Regressionsanalyse angeschlossene Test einen p -Wert kleiner als das Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$, so kann die Nullhypothese H_0 verworfen werden und eine Abhängigkeit $F(L)$ wird angenommen.

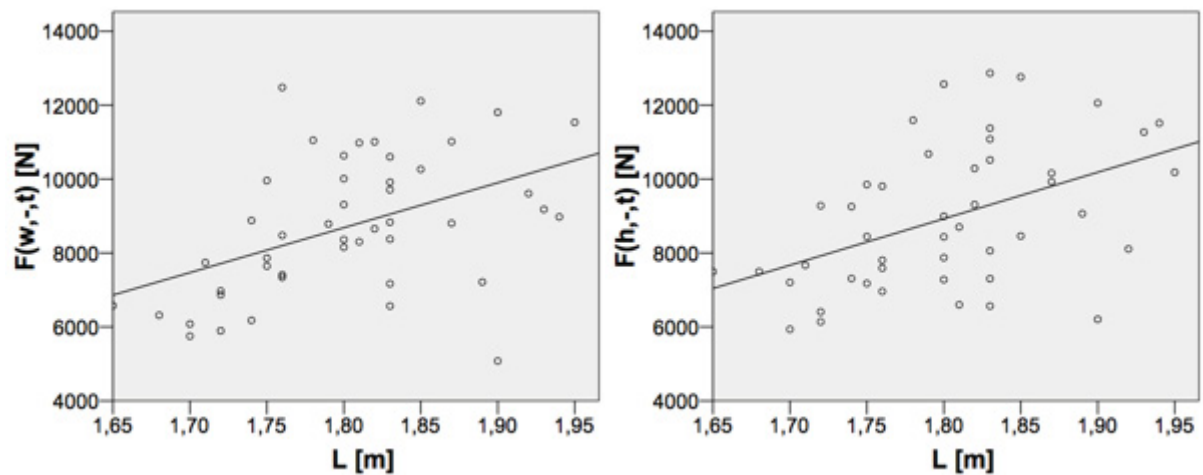


Abbildung 8: Lineare Regression $F(L)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=-, B=t)$ weicher Schuh ohne Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=-, B=t)$ harter Schuh ohne Unterlage (rechts)

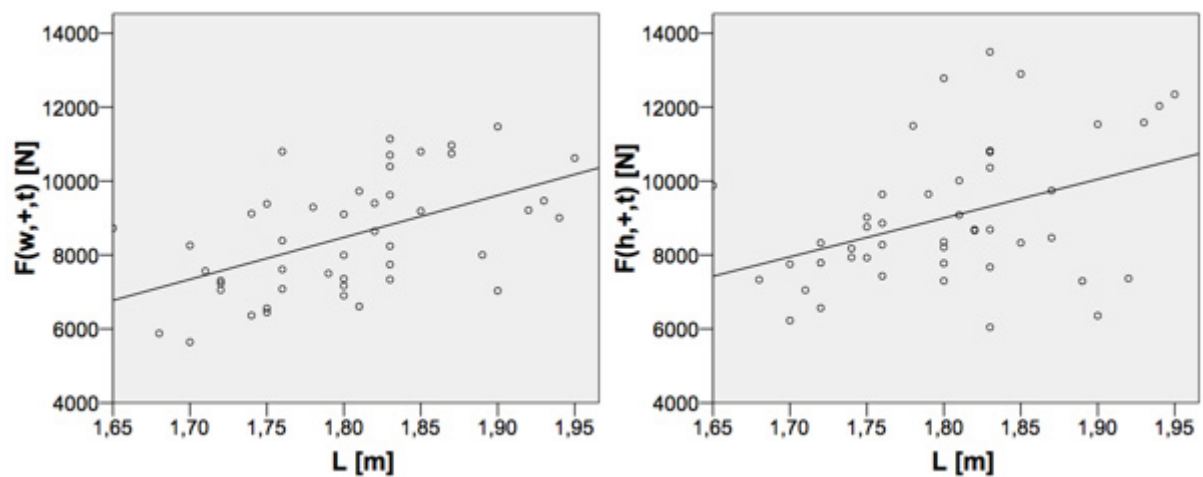


Abbildung 9: Lineare Regression $F(L)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=+, B=t)$ weicher Schuh mit Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=+, B=t)$ harter Schuh mit Unterlage (rechts)

In den Streudiagrammen $F(L)$ aus Abbildung 8 und Abbildung 9 sowie aus den eingezeichneten Regressionsgeraden ist ein Trend einer positiven linearen Abhängigkeit im Sinne höherer maximaler Trittkräfte F für zunehmende Körpergrößen L zu erkennen.

Tabelle 4: Lineare Regression $F(L)$ mit: F maximale Trittkraft, L Körpergröße, Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ mit:

R^2 Varianzaufklärung (Bestimmtheitsmaß): Anteil der erklärten Varianz an der Gesamtvarianz.
 R^2 kor. = Korrigierter Wert: Berücksichtigt die Modellkomplexität
 $\sigma(\hat{F})$ = Standardabweichung des Schätzers
 a = Koeffizient für den Prädiktor L Körpergröße: Steigung der Geraden $\hat{F}(L)$
 b = Konstante der Geraden $\hat{F}(L)$
 $p(x)$ = Signifikanz der Konstante $x=b$ oder des Koeffizienten $x=a$

Setup	Geschlecht	R^2	R^2 korr.	$\sigma(\hat{F})$ [N]	a [N/m]	b [N]	p(a)	p(b)
$E(w,-,t)$	m	0,215	0,197	1678,062	12152,23	-13190,049	0,001	0,043
$E(w,-,t)$	w	0,002	-0,14	1582,618	1322,962	2996,629	0,901	0,867
$E(h,-,t)$	m	0,216	0,198	1731,337	12572,296	-13703,839	0,001	0,041
$E(h,-,t)$	w	0,001	-0,142	1162,166	-676,793	6701,143	0,931	0,613
$E(w,+,t)$	m	0,269	0,253	1350,373	11355,222	-11964,253	0	0,023
$E(w,+,t)$	w	0,009	-0,132	1250,082	-2106,687	8223,988	0,803	0,565
$E(h,+,t)$	m	0,158	0,138	1751,712	10492,823	-9889,185	0,006	0,141
$E(h,+,t)$	w	0,076	-0,056	1584,41	-7843,38	19112,489	0,472	0,305

Dieser Trend wird mittels der in Tabelle 4 zusammengefassten Werte aus SPSS für die Gruppe $G=m$ der Männer quantifiziert. Der Tabelle 4 ist zu entnehmen, dass in der linearen Regressionsanalyse für sämtliche möglichen Typen S von Schuhwerk in der Gruppe der Männer $G=m$ die R^2 -Werte über 0,15 liegen und somit 15% der Varianz der maximalen Trittkräfte F durch die Varianz der Körpergröße L erklärt werden können. Weiterhin zeigen sich in der Gruppe der Männer $G=m$ für alle Untergruppen $E(S,U,B=t)$ ausschließlich p -Werte unter 0,05, woraufhin ein statistisch signifikanter Zusammenhang $F(L)$ zwischen Körpergröße L und maximalen Trittkräften F angenommen werden kann. Mit Hilfe der Ergebnisse kann eine lineare Approximation der Beziehung $F(L)$ erstellt werden, die eine Vorhersage der maximalen Trittkraft F in Abhängigkeit von der Körpergröße L in der jeweils spezifizierten Untergruppe $E(S,U,B=t)$ des Kollektivs der Männer $G=m$ ermöglicht. Eine beispielhafte Berechnung wird in Kapitel 5.1.1 durchgeführt.

Aus Tabelle 37 entnimmt man, dass für die Wahrscheinlichkeitsverteilungen der Residuen der hier betrachteten Beziehung $F(L)$ – also die Fehler des linearen Modells $F(L)$ bei der Erklärung der Daten – in allen hier betrachteten Untergruppen die Nullhypothese der Normalverteilung nicht zurückgewiesen werden konnte. Für praktische Zwecke ist hier also von einer Normalverteilung der Residuen in diesen Gruppen auszugehen.

In Abbildung 24 und Abbildung 25 im Anhang sind für die Gruppe der Frauen $G=w$ für den Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ die Streudiagramme der linearen Regressionsanalyse mit den maximalen Trittkräften F als abhängige Größe und der Körpergröße L als unabhängige Größe abgebildet. Aus der Tatsache, dass die Regressionsgeraden fast horizontal verlaufen ist zu erkennen, dass keine detektierbare Abhängigkeit $F(L)$

vorzuliegen scheint. Ebenso bestätigen dies die Steigungswerte a der Regressionsgeraden $\hat{F}(L)$ für die Körpergröße L für den Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ in der Gruppe $G=w$ der Frauen aus Tabelle 4. Hier liegen die p -Werte $p(a)$ des Tests der Nullhypothese $H_0: a = 0$ gegen $H_1: a \neq 0$ weit über 0,05, daher sollte die Hypothese, es bestehe kein funktionaler Zusammenhang, angenommen werden. Der Grund für diesen Negativbefund ist wahrscheinlich in der zu geringen Zahl der Probandinnen zu suchen.

4.1.3 Einfluss Körpergewicht

In diesem Abschnitt wird ein Zusammenhang zwischen der maximalen Trittkraft F und dem Körpergewicht M mit einer analogen Regressionsanalyse wie in 4.1.2 geprüft. Die Nullhypothese H_0 besagt, dass kein Zusammenhang zwischen den maximalen Trittkräften F und dem Körpergewicht M besteht.

Tabelle 5: Lineare Regression $F(M)$ mit: F maximale Trittkraft, M Körpermasse, Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ mit:

R^2 Varianzaufklärung (Bestimmtheitsmaß): Anteil der erklärten Varianz an der Gesamtvarianz.

R^2 korr. = Korrigierter Wert: Berücksichtigt die Modellkomplexität

$\sigma(\hat{F})$ = Standardabweichung des Schätzers

a = Koeffizient für den Prädiktor L Körpergröße: Steigung der Geraden $\hat{F}(M)$

b = Konstante der Geraden $\hat{F}(M)$

$p(x)$ = Signifikanz der Konstante $x=a$ oder des Koeffizienten $x=b$

Setup	Geschlecht	R^2	R^2 korr.	$\sigma(\hat{F})$ [N]	a	b [N]	$p(a)$	$p(b)$
E(w,-,t)	m	0,063	0,042	1832,924	4,155	5512,035	0,093	0,005
E(w,-,t)	w	0,202	0,088	1415,645	8,907	70,453	0,225	0,986
E(h,-,t)	m	0,131	0,111	1822,249	6,187	4193,659	0,013	0,030
E(h,-,t)	w	0,002	-0,14	1161,489	0,699	5163,577	0,902	0,150
E(w,+,t)	m	0,156	0,137	1450,824	5,465	4295,536	0,007	0,006
E(w,+,t)	w	0,025	-0,114	1240,012	2,505	3247,928	0,682	0,373
E(h,+,t)	m	0,171	0,152	1737,41	6,906	3709,308	0,004	0,043
E(h,+,t)	w	0,016	-0,124	1635,271	-2,621	7483,544	0,745	0,140

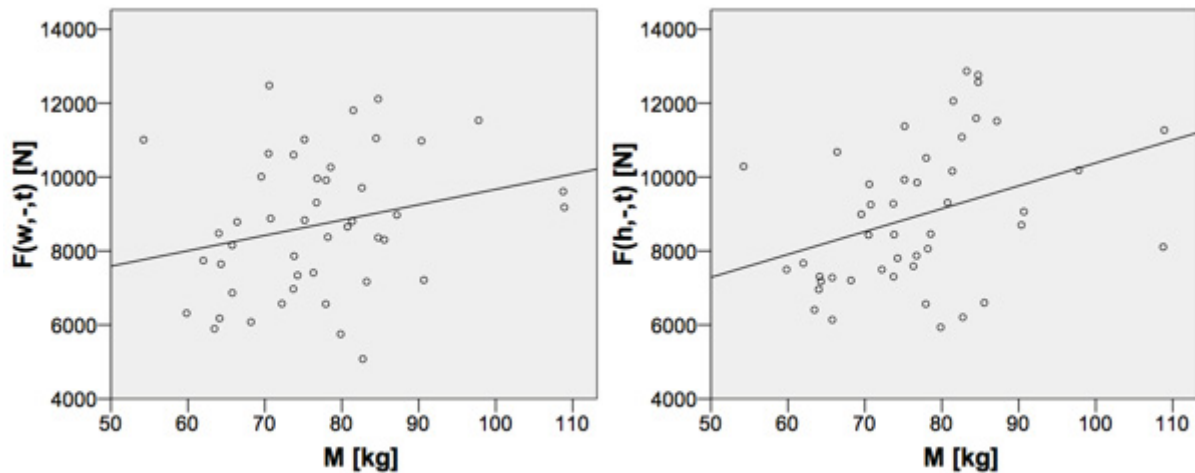


Abbildung 10: Lineare Regression $F(M)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=-, B=t)$ weicher Schuh ohne Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=-, B=t)$ harter Schuh ohne Unterlage (rechts)

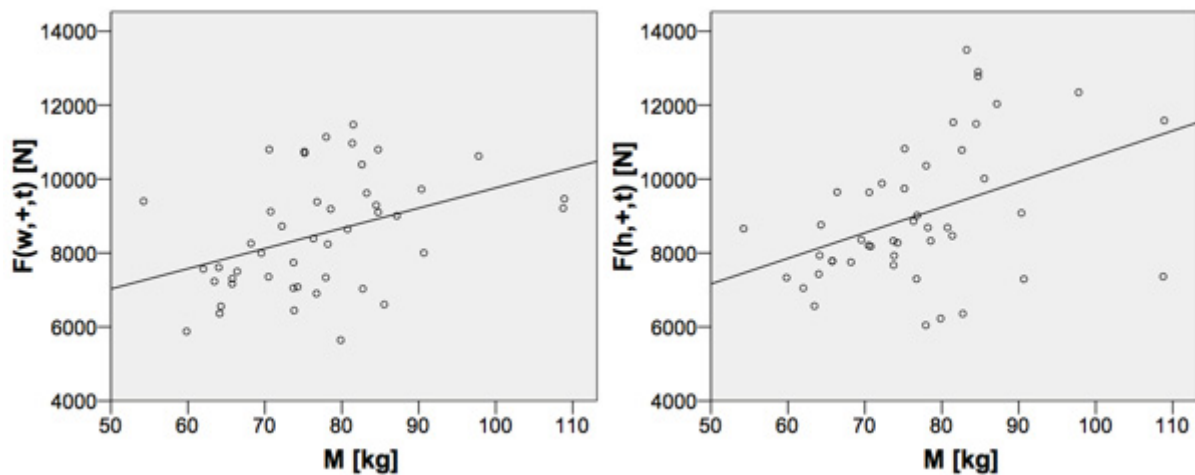


Abbildung 11: Lineare Regression $F(M)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=+, B=t)$ weicher Schuh mit Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=+, B=t)$ harter Schuh mit Unterlage (rechts)

Wie in 4.1.2 lässt sich aufgrund der Streudiagramme mit den eingezeichneten Regressionsgeraden in Abbildung 10 und Abbildung 11 in der Gruppe der Männer $G=m$ für den Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ ein positiver Zusammenhang zwischen F und M vermuten. Die $p(a)$ -Werte in Tabelle 5 für $E(S=h, U=-, B=t)$, $E(S=w, U=+, B=t)$, $E(S=h, U=+, B=t)$ liegen unter 0,05. Der $p(a)$ -Wert für $E(S=w, U=-, B=t)$ liegt über 0,05. Das Bestimmtheitsmaß R^2 weist bei $E(S=h, U=-, B=t)$, $E(S=w, U=+, B=t)$, $E(S=h, U=+, B=t)$ Werte über 0,1 auf, aus denen man schließen kann, dass in diesen Untergruppen über 10% Varianz der maximalen Trittkraft durch die Varianz des Körpergewichtes M erklärt werden kann. Dementsprechend sollte die Nullhypothese $H_0: a=0$ (Keine Abhängigkeit $F(M)$) für die Untergruppe $E(S=w, U=-, B=t)$ mit weichen Schuhen ohne Unterlage beibehalten werden. Hingegen kann sie in der Untergruppe

$E(S=w, U=+, B=t)$ mit weichen Schuhen mit Unterlage sowie in der Untergruppe $E(S=h, U=+, B=t)$ mit harten Schuhen mit Unterlage und in der Untergruppe $E(S=h, U=-, B=t)$ mit harten Schuhen und ohne Unterlage abgelehnt werden, d. h. hier kann von einem statistisch signifikanten Zusammenhang ausgegangen werden. Fasst man die Regressionswerte zusammen, lässt sich eine Tendenz erkennen, dass mit steigendem Körpergewicht die Trittkräfte zunehmen. Wiederum ergibt sich mit der Steigung a und dem Y-Achsenabschnitt b die Gleichung $\hat{F}(M)$ der berechneten Regressionsgeraden:

$$\hat{F}(M) = aM + b$$

Für die Gruppe der Frauen $G=w$ beim Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ kann aufgrund der Grafiken aus Abbildung 26 und Abbildung 27 im Anhang ein Zusammenhang zwischen der maximalen Trittkraft F und der Körpermasse M in den Untergruppen $E(S=w, U=-, B=t)$ und $E(S=w, U=+, B=t)$ vermutet werden. Jedoch weist der Regressionskoeffizient R^2 nur für die Untergruppe $E(S=w, U=-, B=t)$ einen Wert größer 0,1 auf, alle R^2 -Werte für die anderen Untergruppen liegen nahe bei Null. Die $p(a)$ - und $p(b)$ -Werte in allen Untergruppen $E(S=w/h, U=-/+, B=t)$ liegen weit über 0,05. Somit sollte die Nullhypothese – es liegt kein Zusammenhang zwischen maximaler Trittkraft F und dem Körpergewicht M vor – beibehalten werden.

4.1.4 Einfluss maximale isometrische Beinkraft

In diesem Abschnitt wird untersucht, ob bei dem Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ ein Einfluss der isometrischen Maximalkraft K auf die maximale Trittkraft F besteht. Auch hier wird als das Signifikanzniveau α der statistischen Tests zur Detektion eines Zusammenhanges der Wert 0,05 gewählt. Die Nullhypothese H_0 postuliert, dass es keinen Zusammenhang zwischen der isometrischen Maximalkraft K und der maximalen Trittkraft F gibt.

Tabelle 6: Lineare Regression $F(K)$ mit: F maximale Trittkraft, K isometrische Maximalkraft, Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ mit:

R^2 Varianzaufklärung (Bestimmtheitsmaß): Anteil der erklärten Varianz an der Gesamtvarianz.
 R^2 korr. = Korrigierter Wert: Berücksichtigt die Modellkomplexität
 $\sigma(\hat{F})$ = Standardabweichung des Schätzers
 a = Koeffizient für den Prädiktor K maximale Beinkraft: Steigung der Geraden $\hat{F}(K)$
 b = Konstante der Geraden $\hat{F}(K)$
 $p(x)$ = Signifikanz der Konstante $x=b$ oder des Koeffizienten $x=a$

Setup	Geschlecht	R^2	R^2 korr.	$\sigma(\hat{F})$ [N]	a	b [N]	$p(a)$	$p(b)$
-------	------------	-------	-------------	-----------------------	-----	---------	--------	--------

E(w,-,t)	m	0,004	-0,019	1889,999	0,424	8217,927	0,688	0
E(w,-,t)	w	0,417	0,334	1209,678	7,623	-472,789	0,06	0,859
E(h,-,t)	m	0,08	0,059	1875,359	2,029	6615,087	0,057	0
E(h,-,t)	w	0,243	0,134	1011,957	4,267	2384,385	0,178	0,304
E(w,+,t)	m	0,122	0,102	1480,571	2,026	6165,189	0,018	0
E(w,+,t)	w	0,334	0,238	1025,435	5,403	663,715	0,103	0,770
E(h,+,t)	m	0,082	0,061	1828,678	2,008	6706,345	0,054	0
E(h,+,t)	w	0,246	0,138	1431,778	6,088	1429,323	0,175	0,653

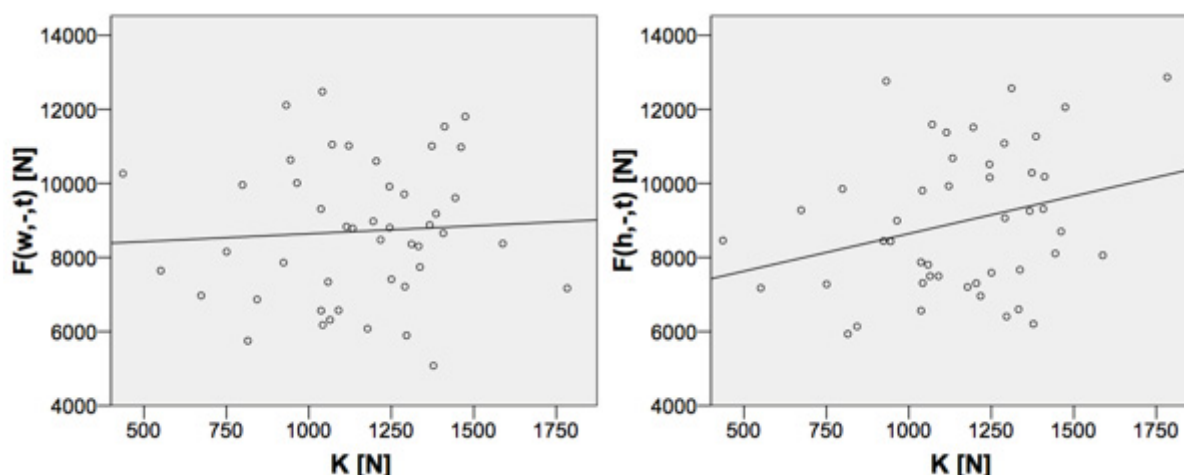


Abbildung 12: Lineare Regression $F(K)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=-, B=t)$ weicher Schuh ohne Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=-, B=t)$ harter Schuh ohne Unterlage (rechts)

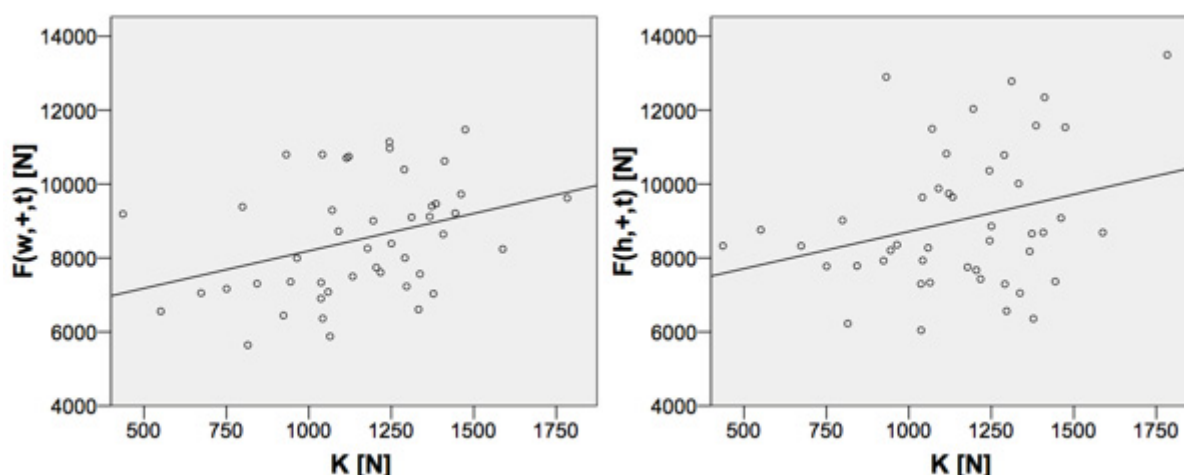


Abbildung 13: Lineare Regression $F(K)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=+, B=t)$ weicher Schuh mit Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=+, B=t)$ harter Schuh mit Unterlage (rechts)

Bei der Betrachtung der Streudiagramme in Abbildung 12 und Abbildung 13 lässt sich in der Gruppe der Männer $G=m$ ein positiver linearer Zusammenhang vermuten. Jedoch sprechen die Bestimmtheitsmaße R^2 aus Tabelle 6 mit Werten unter 0,1 und auch die p-Werte mit Werten über $\alpha=0,05$ dagegen, die Nullhypothese H_0 zu

verwerfen. Eine Ausnahme bildet lediglich die Untergruppe $E(S=w, U=+, B=t)$ mit weichem Schuhwerk und mit Unterlage. Hier ist der Regressionskoeffizient $R^2 > 0,1$ und auch der $p(a)$ -Wert liegt mit $0,018$ unter dem geforderten Signifikanzniveau $\alpha=0,05$. Somit kann für $E(S=w, U=+, B=t)$ die Nullhypothese H_0 abgelehnt werden. Dadurch bestätigt sich in der Untergruppe $E(S=w, U=+, B=t)$ die Vermutung, dass bei stärkeren Personen höhere Trittkräfte erzielt werden.

Wie auch in den Untersuchungen der Abhängigkeit der maximalen Trittkraft F von der Körpergröße L oder der Körpermasse M in den vorangegangenen Abschnitten zeigt sich in der Gruppe der Frauen $G=w$ zwar ein Trend $F(K)$ in den Streudiagrammen (Abbildung 28, Abbildung 29) mit der eingezeichneten Regressionsgeraden $\hat{F}(K)$, und auch R^2 -Werte über $0,2$ lassen vermuten, dass ein Zusammenhang $F(K)$ besteht. Dennoch kann diese Vermutung nicht durch die statistischen Tests bestätigt werden, denn die p -Werte, wie in Tabelle 6 zu sehen ist, liegen alle oberhalb des vorgegebenen Signifikanzniveaus $\alpha=0,05$. Somit kann generell die Nullhypothese H_0 , die behauptet, dass keine Abhängigkeit $F(K)$ besteht, beibehalten werden.

4.1.5 Einfluss Schuhwerk und Unterlage

Für die Untersuchung eines Einflusses des Schuhwerks S und der Unterlage U wurden die gepaarten Stichproben dem T-Test bzw. dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test unterzogen. Der T-Test vergleicht die Mittelwerte, der Wilcoxon- Vorzeichen-Rang-Test die Mediane. Die Nullhypothese postuliert, dass keine Unterschiede zwischen den Mittelwerten bzw. im Falle des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests zwischen den Medianwerten vorliegen. Als Signifikanzniveau der Tests wurde erneut $\alpha = 0,05$ gewählt. Auch hier finden wieder getrennte Analysen in den beiden Geschlechtergruppen $G=w$ und $G=m$ statt.

Als erster Zwischenschritt wurden die Wahrscheinlichkeitsverteilungen der Differenzen $F_X - F_Y$ maximaler Trittkräfte F auf Übereinstimmung mit der Normalverteilung getestet. Der Test erfolgte jeweils auf den Differenzen $F_X - F_Y$ der dem Probanden a_n zugeordneten Maximalkräfte $F_X = F(a_n, S=s_1, U=u_1, B=t)$ und $F_Y = F(a_n, S=s_2, U=u_2, B=t)$ aus der Stichprobe der zugeordneten Paare $E(a_n, S=s_1, U=u_1, B=t)$ und $E(a_n, S=s_2, U=u_2, B=t)$ von Experimenten. Die Nullhypothese H_0 besagt, dass die Verteilung der Differenzen $F_X - F_Y$ für das Paar $E(a_n, S=s_1, U=u_1, B=t)$ und $E(a_n, S=s_2, U=u_2, B=t)$

$U=u_2, B=t$) eine Normalverteilung ist.

Aufgrund der in der Tabelle 33 aufgelisteten p-Werte musste für die beiden Paare von Experimenten $E(a_n, S=h, U=-, B=t)$ und $E(a_n, S=w, U=+, B=t)$ bzw. $E(a_n, S=h, U=-, B=t)$ und $E(a_n, S=h, U=+, B=t)$ in der Gruppe der Männer $G=m$ die Nullhypothese H_0 zurückgewiesen werden. Für die übrigen Paare kann eine Normalverteilung angenommen werden. Daher konnte der T-Test zur Auswertung herangezogen werden. Für die Paare 4 ($E(a_n, S=h, U=-, B=t)$ und $E(a_n, S=w, U=+, B=t)$) und 5 ($E(a_n, S=h, U=-, B=t)$ und $E(a_n, S=h, U=+, B=t)$) konnte der T-Test auf Grund der fehlenden Gaußverteilung nicht verwendet werden, somit tritt der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test an seine Stelle. Siehe auch Abschnitt 4.1.1.

Tabelle 7: T-Test gepaarter Stichproben, maximale Trittkraft F , Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$, Gruppe der Männer $G=m$, Nullhypothese H_0 : Mittelwert der Differenzen $F_X - F_Y$ maximaler Trittkräfte F ist Null

		Mittelwert[N]	T-Wert	df	p (2-seitig)
Paar 1	$F(w,-,t)-F(h,-,t)$	-243,0590702	-0,947	45	0,349
Paar 2	$F(w,-,t)-F(w,+,t)$	210,2024874	1,036	45	0,306
Paar 3	$F(w,-,t)-F(h,+,t)$	-311,0464934	-1,118	45	0,27
Paar 6	$F(w,+,t)-F(h,+,t)$	-521,2489807	-2,424	45	0,019

Tabelle 8: Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test gepaarter Stichproben, maximale Trittkraft F , Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$, Gruppe der Männer $G=m$, Nullhypothese H_0 : Medianwert der Differenzen $F_X - F_Y$ maximaler Trittkräfte F ist Null

		p (2-seitig)	
Paar 4	$F(h,-,t)-F(w,+,t)$	0,094	H_0 beibehalten
Paar 5	$F(h,-,t)-F(h,+,t)$	0,831	H_0 beibehalten

Wie man aus Tabelle 7 entnehmen kann, gibt es keine signifikanten Unterschiede in den Verteilungen der maximalen Trittkräfte F der Paare 1, 2 und 3. Für das Paar 6 wurde mit einem p-Wert von $p = 0,019 < 0,05 = \alpha$ ein Unterschied der Erwartungswerte der maximalen Trittkräfte F detektiert. Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test, siehe Tabelle 8, lieferte für beide Untergruppen-Paare 4 und 5 keine p-Werte unter dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$. Infolge dessen sollte die Nullhypothese H_0 , dass keine Unterschiede in den Verteilungen der maximalen Trittkräfte F vorliegen, für alle Paare außer für das Paar 6 beibehalten werden.

In Abschnitt 4.1.1 wurde bereits erörtert, dass für die Gruppe der Frauen $G=w$ wegen

zu geringer Fallzahl die Ergebnisse der Normalverteilungstests außer Acht gelassen wurden. Demzufolge wurde in der Gruppe $G=w$ nur der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test zur Beurteilung der Existenz von Unterschieden in den Verteilungen der maximalen Trittkräfte F durchgeführt.

Tabelle 9: Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test gepaarter Stichproben, maximale Trittkraft F , Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$, Gruppe der Frauen $G=w$, Nullhypothese H_0 : Medianwert der Differenzen $F_X - F_Y$ maximaler Trittkräfte F_X , F_Y ist Null

		p (2-seit.)	
Paar 1	$F(w,-,t)-F(h,-,t)$	0,441	H_0 beibehalten
Paar 2	$F(w,-,t)-F(w,+,t)$	0,314	H_0 beibehalten
Paar 3	$F(w,-,t)-F(h,+,t)$	0,086	H_0 beibehalten
Paar 4	$F(h,-,t)-F(w,+,t)$	0,028	H_0 abgelehnt
Paar 5	$F(h,-,t)-F(h,+,t)$	0,374	H_0 beibehalten
Paar 6	$F(w,+,t)-F(h,+,t)$	0,008	H_0 abgelehnt

Der Tabelle 9 ist zu entnehmen, dass in der Gruppe der Frauen $G=w$ für die Paare 4 und 6 die p -Werte des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests für die maximale Trittkraft F unter dem vorgegeben Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegen: $p < \alpha$. Demnach kann bei den Paaren 4 und 6 die Nullhypothese H_0 abgelehnt - und ein Unterschied in den Medianen der Verteilungen der maximalen Trittkräfte F des harten Schuhs ohne Unterlage und denen mit Unterlage sowie bei den Verteilungen der maximalen Trittkräfte F in den Gruppen mit weichem Schuh und mit hartem Schuh und jeweils mit Unterlage angenommen werden. Hingegen scheinen die Mediane der Verteilungen der maximalen Trittkräfte F der übrigen Paare nahezu keine Unterschiede aufzuweisen, da in diesen Fällen die Signifikanzen p über dem geforderten Niveau α liegen. Daher werden für die Paare 1, 2, 3 und 5 die Nullhypothesen für die Trittkräfte beibehalten.

Auch für die sogenannte Peakbreite D , die in dieser Studie als Maß für die Kontaktzeit erfasst wurde, sollte untersucht werden, ob ein Einfluss des Schuhwerks oder der Unterlage auf die Verteilung der Zufallsvariable D detektierbar ist.

Auf Grund der vermutlich vorliegenden Normalverteilung für die Differenzen $D_X - D_Y$ der Peakbreiten für alle Untergruppen-Paarungen außer für Paar 2, siehe Tabelle 35, wurde für die Paare 1, 3 – 6 ein T-Test durchgeführt. Für Paar 2 wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verwendet. Als Nullhypothese H_0 wurde erneut die Gleichheit

der Mittelwerte bzw. der Mediane der Verteilungen gepaarter Differenzen $D_X - D_Y$ formuliert.

Tabelle 10: T-Test gepaarter Stichproben, Differenzen der Peakbreite D , Gruppe der Männer $G=m$, Nullhypothese H_0 : Mittelwert der Differenzen $D_X - D_Y$ der Peakbreite D ist Null

		Mittelwert	T-Wert	df	p (2-seitig)
Paar 1	$D(w,-,t)-D(h,-,t)$	-0,00048	-2,103	45	0,041
Paar 3	$D(w,-,t)-D(h,+,t)$	-0,000824348	-3,694	45	0,001
Paar 4	$D(h,-,t)-D(w,+,t)$	0,000344391	1,689	45	0,098
Paar 5	$D(h,-,t)-D(h,+,t)$	-0,000344348	-2,174	45	0,035
Paar 6	$D(w,+,t)-D(h,+,t)$	-0,000688739	-3,234	45	0,002

Tabelle 11: Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test gepaarter Stichproben, Peakbreite D , Gruppe der Männer $G=m$, Nullhypothese H_0 : Medianwert der Differenzen $D_X - D_Y$ der Peakbreite D ist Null

		p (2-seit.)	
Paar 2	$D(w,-,t)-D(w,+,t)$	0,151	H_0 beibehalten

Für die Gruppe der Männer $G=m$ zeigen sich in Tabelle 10 signifikante Unterschiede der Peakbreiten D mit Ausnahme des Paares 4 (hartes Schuhwerk ohne Unterlage vs. Weiches Schuhwerk mit Unterlage) mit einem p-Wert über 0,05. Bis auf Paar 4 ergeben sich negative Mittelwerte. Dies bedeutet exemplarisch für das Paar 6 (weiche Schuhe mit Unterlage vs. harte Schuhe mit Unterlage), dass für die harten Schuhe mit Unterlage größere Peakbreiten resultierten als in den Versuchen mit weichem Schuhwerk mit Unterlage. Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test erbrachte für das Paar 2 – weiche Schuhe ohne und mit Unterlage - keinen signifikanten Medianunterschied in den Verteilungen der Peakbreiten D , siehe Tabelle 11.

Tabelle 12: Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test gepaarter Stichproben, Peakbreite D , Gruppe der Frauen $G=w$, Nullhypothese H_0 : Medianwert der Differenzen $D_X - D_Y$ der Peakbreite D ist Null

		p (2-seit.)	
Paar 1	$D(w,-,t)-D(h,-,t)$	0,594	H_0 beibehalten
Paar 2	$D(w,-,t)-D(w,+,t)$	0,372	H_0 beibehalten
Paar 3	$D(w,-,t)-D(h,+,t)$	0,575	H_0 beibehalten
Paar 4	$D(h,-,t)-D(w,+,t)$	0,192	H_0 beibehalten
Paar 5	$D(h,-,t)-D(h,+,t)$	0,482	H_0 beibehalten
Paar 6	$D(w,+,t)-D(h,+,t)$	0,292	H_0 beibehalten

Im Gegensatz zu den Verhältnissen in der Gruppe der Männer $G=m$ konnte für die

Gruppe der Frauen $G=w$ im Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test gepaarter Stichproben keine Signifikanz $p < \alpha = 0,05$ errechnet werden, siehe Tabelle 12. Dementsprechend sollte die Nullhypothese H_0 : „die Mediane der Verteilungen der Peakbreiten D weisen zwischen den beiden Untergruppen des jeweiligen Paares keine Abweichungen auf“ für alle Paare beibehalten werden.

4.1.6 Einfluss Geschlecht

Das Geschlecht G als möglicher Einflussfaktor auf die maximale Trittkraft F wurde mittels einer einfaktoriellen ANOVA bzw. des Mann-Whitney-U-Tests betrachtet. Voraussetzung für die Anwendung der ANOVA sind Normalverteilung der Daten sowie Varianzhomogenität zwischen den verschiedenen Gruppen. Detailliertere Erklärungen finden sich in Abschnitt 3.5.

Auf Grund der oben genannten Voraussetzungen kann nur für die Teilgruppe mit weichem Schuhwerk $S=w$ mit und ohne Unterlage $U=+/-$ die einfaktorielle ANOVA durchgeführt werden. Bei dem harten Schuh $S=h$ ohne Unterlage $U=-$ liegt keine Varianzhomogenität der Variable F vor, siehe Tabelle 40, für die Untergruppe mit hartem Schuhwerk $S=h$ und mit Unterlage $U=+$ muss die Nullhypothese H_0 der Gaußverteilung der Variable F für die Gruppe $G=m$ abgelehnt werden, siehe Tabelle 29. Daher findet hier der Mann-Whitney-U-Test Anwendung. Die gewählte Nullhypothese H_0 besagt, dass es keinen Unterschied in der Verteilung der maximalen Trittkraft F zwischen der Gruppe der Männer $G=m$ und der Gruppe der Frauen gibt.

Tabelle 13: Einfaktorielle ANOVA: Untersuchung des Einflusses des Geschlechtes G auf die maximale Trittkraft F für Tritte $B=t$ mit weichen Schuhen $S=w$ und mit / ohne Unterlage $U=+ / U=-$
df: Freiheitsgrade
F-Wert: Teststatistik

		Quadratsumme	df	Mittel d. Quadrate	F-Wert	p
F(w,+,t)	Zwischen d. Gruppen	108738436,9	1	108738436,9	47,693	0
	Innerhalb d. Gruppen	120839209,2	53	2279985,078		
	Gesamt	229577646	54			
F(w,-,t)	Zwischen d. Gruppen	91776144,42	1	91776144,42	27,743	0
	Innerhalb der Gruppen	175329881,9	53	3308110,979		
	Gesamt	267106026,3	54			

Tabelle 14: Mann-Whitney-U-Test zur Untersuchung des Einflusses des Geschlechtes G auf die maximale Trittkraft F für Tritte $B=t$ mit harten Schuhen $S=h$ und mit / ohne Unterlage $U=+ / U=-$

	H_0	Test	p	Entscheidung
$F(h,+,t)$	Verteilung von F ist für $G=m/w$ gleich.	Mann-Whitney-U-Test	0	H_0 ablehnen
$F(h,-,t)$	Verteilung von F ist für $G=m/w$ gleich.		0	H_0 ablehnen

Alle Gruppen weisen in den entsprechenden Tests mit p-Werten unter 0,05 (Tabelle 13, Tabelle 14) einen signifikanten Unterschied der Trittkräfte zwischen den Geschlechtern auf.

Tabelle 15: Mann-Whitney-U-Test zur Untersuchung des Einflusses des Geschlechtes G auf die Peakbreiten D für Tritte $B=t$ mit harten / weichen Schuhen $S=h/w$ und mit / ohne Unterlage $U=+ / U=-$

	H_0	Test	p	Entscheidung
$D(h,+,t)$	Verteilung von D ist für $G=m/w$ gleich.	Mann-Whitney-U-Test	0,597	H_0 behalten
$D(w,+,t)$	Verteilung von D ist für $G=m/w$ gleich.		0,025	H_0 ablehnen
$D(h,-,t)$	Verteilung von D ist für $G=m/w$ gleich.		0,873	H_0 behalten
$D(w,-,t)$	Verteilung von D ist für $G=m/w$ gleich.		0,127	H_0 behalten

In weiteren Tests wurde untersucht, ob ein detektierbarer Unterschied in der Verteilung der Peakbreiten D zwischen der Gruppe der Frauen $G=w$ und der Gruppe der Männer $G=m$ existiert. Anhand der Tabelle 31 bzw. Tabelle 32 ist zu erkennen, dass keine Normalverteilungen der Peakbreiten D in der Gruppe der Männer $G=m$ vorliegen, somit findet nur der Mann-Whitney-U-Test Anwendung. Wie man der Tabelle 15 entnehmen kann, sind die Peakbreiten D nur für die Untergruppen $E(S=w, U=+, B=t)$ (bei weichem Schuhwerk mit Unterlage) zwischen den Geschlechtern $G=m/w$ signifikant verschieden. Bei den anderen Setups $(S=w, U=-)$, $(S=h, U=+)$, $(S=h, U=-)$ sollte die Nullhypothese H_0 , dass die Verteilungen der Peakbreiten D für $G=m$ und $G=w$ gleich sind, beibehalten werden.

4.1.7 Gemeinsamer Einfluss der unabhängigen Variablen

In den oberen Abschnitten wurden die unabhängigen Variablen einzeln betrachtet. Es kann davon ausgegangen werden, dass Körpergröße L und Körpergewicht M einen gleichzeitigen Einfluss auf die maximale Trittkraft F ausüben. Deswegen wurde je eine multiple lineare Regressionsanalyse der maximalen Trittkraft F als abhängige Variable und der beiden Faktoren L und M als unabhängige Variable in den beiden Geschlechtergruppen $G=w$ und $G=m$ durchgeführt.

Tabelle 16: Multiple lineare Regression der maximalen Trittkraft F , unabhängige Variable Körpergröße L und Körpergewicht M , Gruppe der Männer $G=m$, Tritte $B=t$, Schuhe $S=h/w$, Unterlage $U=+/-$

Setup	unabh. Var.	R^2	R^2 korr.	$\sigma(\hat{F})$ [N]	a	b [N]	p(a)	p(b)
E(w,-,t)	L	0,225	0,189	1686,455	14725,016 [N/m]	-16036,219	0,005	0,036
	M				-2,329		0,457	
E(h,-,t)	L	0,218	0,182	1748,195	11170,760 [N/m]	-12153,378	0,034	0,120
	M				1,268		0,695	
E(w,+,t)	L	0,271	0,238	1363,922	10355,032 [N/m]	-10857,782	0,013	0,077
	M				0,905		0,720	
E(h,+,t)	L	0,194	0,157	1733,126	5574,374 [N/m]	-4448,103	0,276	0,562
	M				4,451		0,170	

Anhand der Tabelle 16 kann aus dem Ergebnis der multiplen linearen Regression $F(L,M)$ für die Gruppe der Männer $G=m$ geschlossen werden, dass kein signifikanter linearer Zusammenhang für das Körpergewicht M besteht. Bei der Beziehung $F(L)$ zwischen der Körpergröße L und der maximalen Trittkraft F kann hingegen ein signifikanter linearer Trend angenommen werden, so dass für größere Personen höhere Trittkräfte $F(L)$ zu erwarten sind. Eine Ausnahme hiervon stellt die Körpergröße L in der Untergruppe $E(S=h,U=+,B=t)$ (harte Schuhe, mit Unterlage) dar. In dieser Untergruppe liegt der p -Wert $p(a) = 0.276$ der Steigung a deutlich über $0,05$. Die (unstandardisierten) Residuen $Res F(L,M)$ des linearen Regressionsfunktion als sind in allen Untergruppen normalverteilt, siehe Tabelle 39.

Tabelle 17: Multiple lineare Regression der maximalen Trittkraft F ; unabhängige Variable Körpergröße L und Körpergewicht M , Gruppe der Frauen $G=w$, Tritte $B=t$, Schuhe $S=h/w$, Unterlage $U=+/-$

Setup	unabh. Var.	R^2	R^2 korr.	$\sigma(\hat{F})$ [N]	a	b [N]	p(a)	p(b)
E(w,-,t)	L	0,328	0,104	1402,610	-13320,090 [N/m]	18558,805	0,329	0,338
	M				15,541		0,139	
E(h,-,t)	L	0,011	-0,319	1249,268	-2515,989 [N/m]	8655,782	0,829	0,605
	M				1,952		0,818	
E(w,+,t)	L	0,106	-0,192	1282,927	-8415,845 [N/m]	14929,163	0,490	0,395
	M				6,696		0,452	
E(h,+,t)	L	0,084	-0,222	1704,568	-10125,701 [N/m]	21538,069	0,531	0,358
	M				2,422		0,834	

Ebenso lag die Vermutung nahe, dass in der Gruppe der Frauen $G=w$ ein linearer Zusammenhang $F(M,L)$ der Körpergröße L und des Körpergewichts M auf die maximale Trittkraft F vorliegt. Der Tabelle 17 mit den Ergebnissen der linearen

Regression in der Gruppe $G=w$ können jedoch keine signifikanten $p(a)$ -Werte entnommen werden. Alle $p(a)$ -Werte liegen weit über dem Niveau $\alpha = 0,05$. Demzufolge sollte kein linearer Zusammenhang angenommen werden. Auf eine Prüfung der Normalverteilung der Residuen wurde verzichtet, da keine Signifikanzen vorliegen und somit eine Formelerstellung nicht erfolgt.

4.1.8 Zusammenfassung der maximalen Trittkräfte

In den folgenden Tabellen werden die maximalen Trittkräfte mit Mittelwert und Standardabweichung zusammenfassend dargestellt.

Tabelle 18: Deskriptive Statistik maximale Trittkraft F bei dem Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ in der Gruppe der Männer $G=m$. Dargestellt sind F_{\min} , F_{\max} , Mittelwert $\mu(F)$, Standardabweichung $\sigma(F)$ in den Untergruppen mit Schuhwerk $S=h/w$ und Unterlage $U=+/-$

Setup	F_{\min} [N]	F_{\max} [N]	$\mu(F)$ [N]	$\sigma(F)$ [N]
E(w,-,t)	5077	12478	8705	1872
E(h,-,t)	5935	12865	8948	1932
E(w,+,t)	5643	11472	8494	1562
E(h,+,t)	6044	13494	9016	1887

Tabelle 19: Deskriptive Statistik maximale Trittkraft F bei dem Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ in der Gruppe der Frauen $G=w$. Dargestellt sind F_{\min} , F_{\max} , Mittelwert $\mu(F)$, Standardabweichung $\sigma(F)$ in den Untergruppen mit Schuhwerk $S=h/w$ und Unterlage $U=+/-$

Setup	F_{\min} [N]	F_{\max} [N]	$\mu(F)$ [N]	$\sigma(F)$ [N]
E(w,-,t)	2780	6767	5213	1482
E(h,-,t)	3368	6933	5567	1087
E(w,+,t)	2794	6521	4694	1174
E(h,+,t)	3296	7912	5970	1542

Der in der vorliegenden Studie durch einen Fußtritt eines männlichen Probanden $G=m$ beim Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ erzielte maximale Trittkraftwert F liegt bei $F = 13494 \text{ N}$, dieser wurde mit einem harten Schuh $S=h$ mit der unterliegenden Silikondubliermasse $U=+$ erzielt (siehe Tabelle 18, Tabelle 19). Der niedrigste Wert von $F = 5077 \text{ N}$ wurde ohne Unterlage $U=-$ mit einem weichen Schuh $S=w$ gemessen. Die Mittelwerte $\mu(F)$ der gemessenen maximalen Trittkräfte F für die vier unterschiedlichen Experimentalszenarien $E(S=h/w, U=+/-, B=t)$ liegen über/bei $F = 8494 \text{ N}$. In der Gruppe der Frauen $G=w$ erreichten die Probandinnen bei Experimenten mit dem

Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ mit hartem Schuh $S=h$ und mit der Silikonunterlage $U=+$ den maximalen Trittkraftwert F von $F = 7912 \text{ N}$, der niedrigste maximale Trittkraftwert F mit $F = 2780 \text{ N}$ ergab sich mit weichem Schuhwerk $S=w$ ohne Unterlage $U=-$. Die Mittelwerte $\mu(F)$ der maximalen Trittkräfte in den Untergruppen $G=m/w$, $E(S=h/w, U=+/-, B=t)$ lagen bei oder oberhalb von $\mu(F) \geq 4694 \text{ N}$.

4.2 Auswertung Sprungversuche

Bei den Experimenten des Bewegungstyps „Sprung“ $B=s$ wurde nur eine Untergruppierung nach der Art des verwendeten Schuhwerks $S=h/w$ gebildet. Im Gegensatz zu den Experimenten mit dem Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ wurde hier bei keinem Versuch die Variable Art der Unterlage $U=+/-$ berücksichtigt. Daher vereinfacht sich die Experiment-Notation zu dem Schema: $E(S=h/w, B=s)$. Wie im Falle der Experimente mit der Bewegungsform „Tritt“ $B=t$ erfolgt die Auswertung der Experimente mit der Bewegungsform „Sprung“ $B=s$ nach Geschlechtergruppen $G=w/m$ getrennt.

4.2.1 Normalverteilungsprüfung

Auch für den Bewegungstyp „Sprung“ wird auf Normalverteilung entsprechend der Hypothese H_0 „Die Verteilung der maximalen Trittkraft F ist in den Untergruppen $E(S=h/w, B=s)$ der betreffenden Paare verschieden“ getestet.

Auch die erfassten unabhängigen kontinuierlichen Zufallsvariablen: Körpergröße L , Körpergewicht M und maximale statische Beinkraft K wurden Normalverteilungstests unterzogen (Tabelle 29). Die Normalverteilungsprüfung wurde ebenso für die Differenzen $F_X - F_Y$ der maximalen Sprungkräfte F der jeweils selben Versuchsperson a_n durchgeführt, um den Einfluss der Variable Schuhwerk S mit den Werten „hart“ $S=h$ und „weich“ $S=w$ an den gepaarten Stichproben untersuchen zu können.

Für die Gruppe der Männer $G=m$ ist aus Tabelle 41 ersichtlich, dass im Falle der maximalen Sprungkräfte F die Nullhypothesen H_0 der Normalverteilung zum Niveau $\alpha = 0,05$ nicht abgelehnt werden konnten. Für die gepaarten Differenzen $F_X - F_Y$ der maximalen Sprungkräfte (siehe Tabelle 43) ergab der Kolmogorov-Smirnov-Test einen

p -Wert $p = 0,006$, und verlangte daher eine klare Ablehnung der Normalverteilungshypothese H_0 . Der spezifischere Shapiro-Wilk-Test hingegen lieferte einen p -Wert von $p = 0,074$ und sprach daher gegen die Ablehnung der Normalverteilungshypothese H_0 . Aufgrund dieser Sachlage wurde im Sinne eines konservativen Vorgehens keine Normalverteilung für die Differenzen $F_X - F_Y$ der maximalen Sprungkraften angenommen und ein nichtparametrischer Test zur weiteren Beurteilung verwendet.

Im Shapiro-Wilk und im Kolmogorov-Smirnov Test konnte für die Gruppe der Frauen $G=w$ für die abhängige Variable maximale Sprungkraft F sowohl in der Untergruppe $E(S=w, B=s)$ mit weichem Schuhwerk als auch in der Untergruppe $E(S=h, B=s)$ mit hartem Schuhwerk die Nullhypothese H_0 der Normalverteilung nicht verworfen werden (siehe Tabelle 42). Dennoch wird wiederum für F in der Gruppe der Frauen $G=w$ keine Normalverteilung für die weitere Auswertung vorausgesetzt. Entsprechendes gilt für die Differenzen $F_X - F_Y$ der maximalen Sprungkraft in der Gruppe der Frauen $G=w$. Die entsprechenden Werte können der Tabelle 44 entnommen werden.

4.2.2 Einfluss Körpergröße, -gewicht, maximale isometrische Beinkraft

Wie in den Abschnitten 4.1.2 bis 4.1.4 wurden auch hier lineare Regressionen mit der abhängigen Variablen F und den unabhängigen Variablen L , M und K durchgeführt.

Tabelle 20: Lineare Regressionen der maximalen Kraft F beim Sprung $B=s$, unabhängige Variable: Körpergröße L , Körpermasse M , maximale isometrische Beinkraft K , Gruppen: Geschlecht $G=m/w$, Schuhe $S=h/w$, Unterlage $U=-$

Setup	G	R ²	R ² _{kor.}	$\sigma(\hat{F})$ [N]	a	b [N]	p(a)	p(b)
$E(h, -, s), L$	m	0,105	0,085	3581,226	16987,577 [N/m]	-12157,91	0,028	0,372
$E(h, -, s), L$	w	0,048	-0,088	3359,432	-12983,967 [N/m]	32741,66	0,571	0,401
$E(w, -, s), L$	m	0,089	0,069	3559,629	15458,387 [N/m]	-10820,24	0,043	0,424
$E(w, -, s), L$	w	0,074	-0,058	3159,341	-15396,859 [N/m]	35738,33	0,478	0,334
$E(h, -, s), M$	m	0,174	0,155	3440,965	13,796	7847,72	0,004	0,031
$E(h, -, s), M$	w	0,00	-0,143	3442,732	0,598	10641,22	0,972	0,298
$E(w, -, s), M$	m	0,154	0,135	3431,300	12,800	7195,50	0,007	0,047
$E(w, -, s), M$	w	0,130	0,006	3062,400	-14,825	18499,583	0,340	0,064
$E(h, -, s), K$	m	0,169	0,150	3450,636	5,724	11865,530	0,005	0,000
$E(h, -, s), K$	w	0,341	0,247	2795,473	14,972	-181,78	0,099	0,976

$E(w,-,s), K$	m	0,069	0,048	3599,365	3,605	12885,33	0,078	0,000
$E(w,-,s), K$	w	0,093	-0,037	3127,467	7,450	4382,65	0,425	0,531

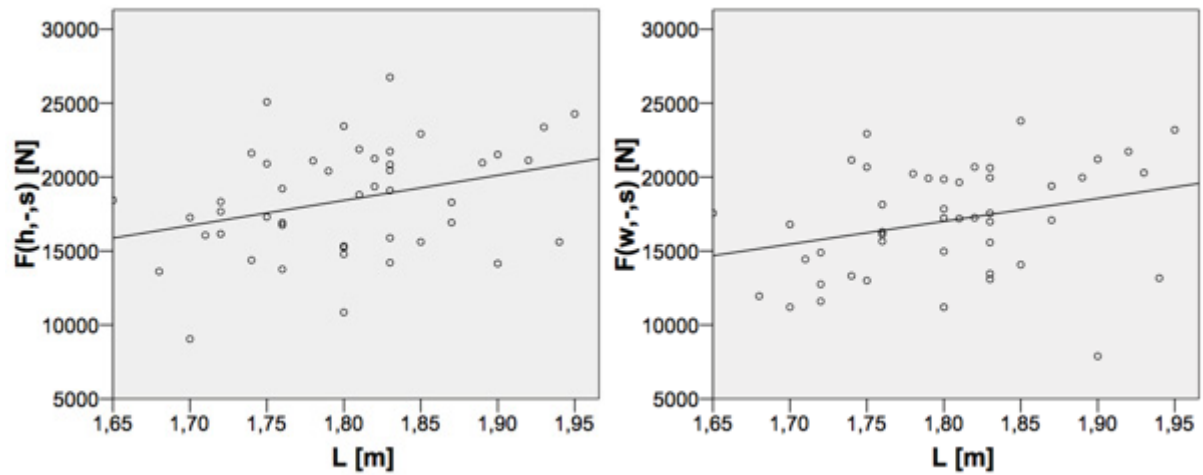


Abbildung 14: Lineare Regression $F(L)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$. Untergruppe: $E(S=h,-,B=s)$ harter Schuh (links), Untergruppe: $E(S=w,-,B=s)$ weicher Schuh (rechts)

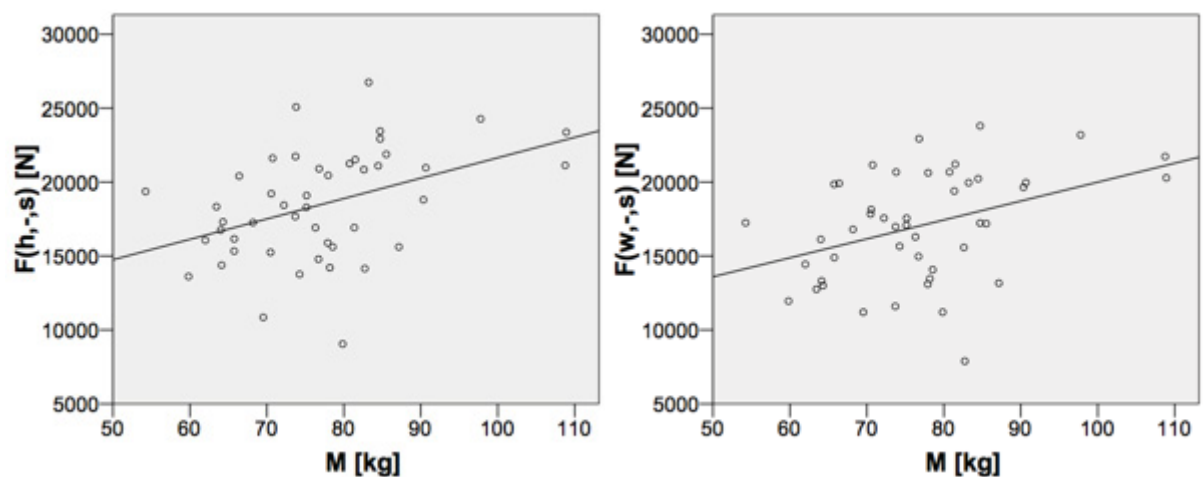


Abbildung 15: Lineare Regression $F(M)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$. Untergruppe: $E(S=h,-,B=s)$ harter Schuh (links), Untergruppe: $E(S=w,-,B=s)$ weicher Schuh (rechts)

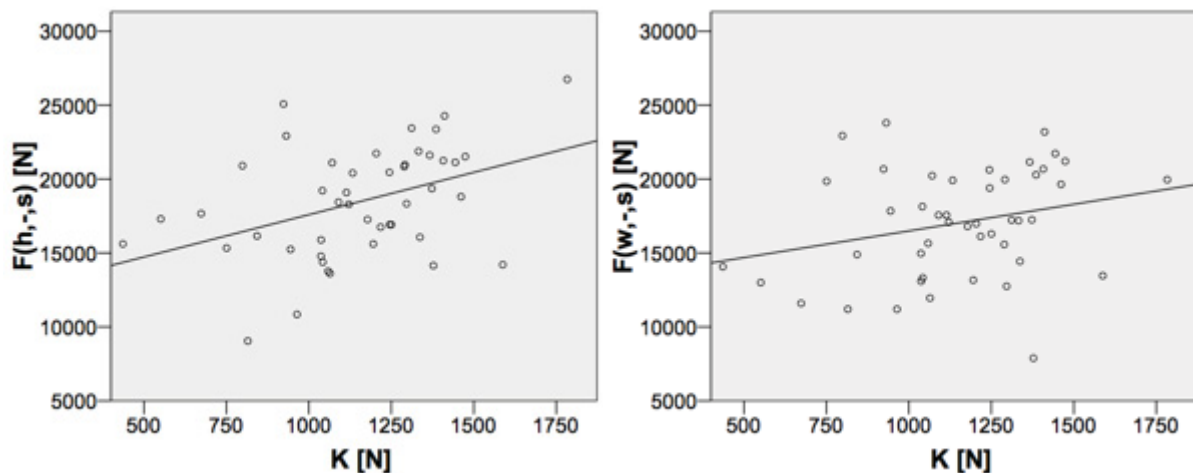


Abbildung 16: Lineare Regression $F(K)$ in der Gruppe Männer $G=m$. Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$. Untergruppe: $E(S=h, -, B=s)$ harter Schuh (links), Untergruppe: $E(S=w, -, B=s)$ weicher Schuh (rechts)

Die Graphiken in Abbildung 14, Abbildung 15 und Abbildung 16 weisen auf eine positive Korrelation der jeweiligen unabhängigen Variablen M , L und K mit der maximalen Sprungkraft F hin. In Tabelle 20 liegt für die Gruppe der Männer $G=m$ der p -Wert $p(a)$ der Steigung der Regressionsgeraden für fast alle Kombinationen aus betrachteter unabhängiger Variable L , M , K und Schuhwerktypus $S=h$, $S=w$ unterhalb des Signifikanzniveaus $\alpha = 0,05$. Lediglich für die maximale isometrische Beinkraft K und bei weichem Schuhwerk $S=w$ liegt $p(a)$ mit $p(a) = 0,078$ leicht oberhalb des Signifikanzniveaus $\alpha = 0,05$. Allgemein kann angenommen werden, dass mit steigender/m Körpergröße L , Körpergewicht M und maximaler isometrischer Beinkraft K die maximale Sprungkraft F gesteigert wird, wobei die Aussage unabhängig vom Typus $S=h/w$ des Schuhwerkes gilt. Generell sind die Korrelationsstärken – gemessen im Anteil R^2 der durch den angenommenen linearen Zusammenhang erklärten Varianz der abhängigen Variablen F nicht hoch: Die Werte schwanken für R^2 zwischen 0,089 und 0,174 und für das korrigierte R^2 zwischen 0,069 und 0,155 in den Untergruppen mit $p(a) < \alpha = 0,05$. Die detektierten linearen Beziehungen $F(L)$, $F(M)$, $F(K)$ sind also von starkem Rauschen überlagert.

Für die Gruppe der Frauen $G=w$ sollte gemäß der $p(a)$ - Werte aus Tabelle 20, welche sämtlich deutlich oberhalb des angenommenen Signifikanzniveaus von $\alpha = 0,05$ liegen, sowie der im Anhang befindlichen Abbildung 30 kein linearer Zusammenhang angenommen werden. In den Grafiken für die Variablen Körpergröße L und Körpergewicht M ist keine positive Steigung der Regressionsgeraden zu verzeichnen. Die linearen Regressionsgeraden maximale Sprungkraft F versus maximale

isometrische Beinkraft K zeigen positive Steigungen, jedoch liegen die p -Werte $p(a)$ der entsprechenden Tests der Nullhypothese $H_0: a = 0$ deutlich oberhalb des Signifikanzniveaus von $\alpha = 0,05$. Daher wird die Nullhypothese H_0 in der Gruppe der Frauen $G=w$ für den Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ generell beibehalten. In der Gruppe der Frauen $G=w$ konnte also für den Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ keine lineare Abhängigkeit der maximalen Sprungkraft F von einer der Variablen L , M , K nachgewiesen werden.

4.2.3 Gemeinsamer Einfluss der unabhängigen Variablen

Auch für den Bewegungstypus „Sprung“ $B=s$ wurde eine multiple lineare Regression mit der Körpergröße L und dem Körpergewicht M als unabhängige Variablen und der maximalen Sprungkraft F durchgeführt, um einen möglichen gemeinsamen Einfluss von L und M auf die maximale Sprungkraft F zu detektieren und im Falle der Existenz zu quantifizieren.

Tabelle 21: Multiple lineare Regression der maximalen Sprungkraft F , unabhängige Variable Körpergröße L und Körpergewicht M , Gruppe der Männer $G=m$, Sprünge $B=s$, Schuhe $S=h$

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	p
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
(Konstante)	2877,312	15247,492		0,189	0,851
L	3396,534	10131,577	0,065	0,335	0,739
M	12,301	6,396	0,372	1,923	0,061

Tabelle 22: Multiple lineare Regression der maximalen Sprungkraft F , unabhängige Variable Körpergröße L und Körpergewicht M , Gruppe der Männer $G=m$, Sprünge $B=s$, Schuhe $S=w$

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	p
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
(Konstante)	3447,055	15213,168		0,227	0,822
L	2561,506	10108,769	0,05	0,253	0,801
M	11,672	6,381	0,358	1,829	0,074

Weder in der Gruppe der Männer $G=m$ (Tabelle 21 und Tabelle 22) noch in der Gruppe

der Frauen $G=w$ (Tabelle 45 und Tabelle 46 im Anhang) wurden p-Werte unterhalb des Signifikanzniveaus $\alpha = 0.05$ vorgefunden. Die Nullhypothese H_0 ($a_L = 0$ und $a_M = 0$), dass die beiden Variablen L und M keinen gemeinsamen Einfluss auf die Variable F ausüben, wird daher beibehalten.

4.2.4 Einfluss des Schuhwerkes auf die maximale Sprungkraft

Ebenso wie bei den Experimenten zum Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ sollte für den Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ ermittelt werden, ob der Wert der Variable Schuhwerk S einen Einfluss auf den Wert der Maximalkraft F beim Sprung besitzt. Wiederum wurden zunächst die Differenzen $F_X - F_Y$ der maximalen Trittkräfte F auf Normalverteilung getestet. Da die Nullhypothese H_0 einer Normalverteilung der Differenzen $F_X - F_Y$ der gepaarten maximalen Sprungkraften für die jeweiligen Untergruppen X und Y aufgrund des Testergebnisses (Tabelle 43, Tabelle 44) für alle Gruppen und Untergruppen abgelehnt werden musste, wurde für beide Geschlechter $G=m/w$ der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test für verbundene Stichproben zur Detektion eines potentiellen Einflusses der Variable Schuhwerk S verwendet.

Tabelle 23: Ergebnisse Wilcoxon-Vorzeichenrangtest für $G=m$ zur Untersuchung des Einflusses des Schuhwerkes $S=h/w$ auf die maximale Sprungkraft F ($F(w,-,s)-F(h,-,s)$), Signifikanzniveau 0,05

Anzahl	Teststatistik	Standardfehler	Stand. Teststatistik	p-Wert (2-seitig)
46	233,00	91,53	-3,36	0,001

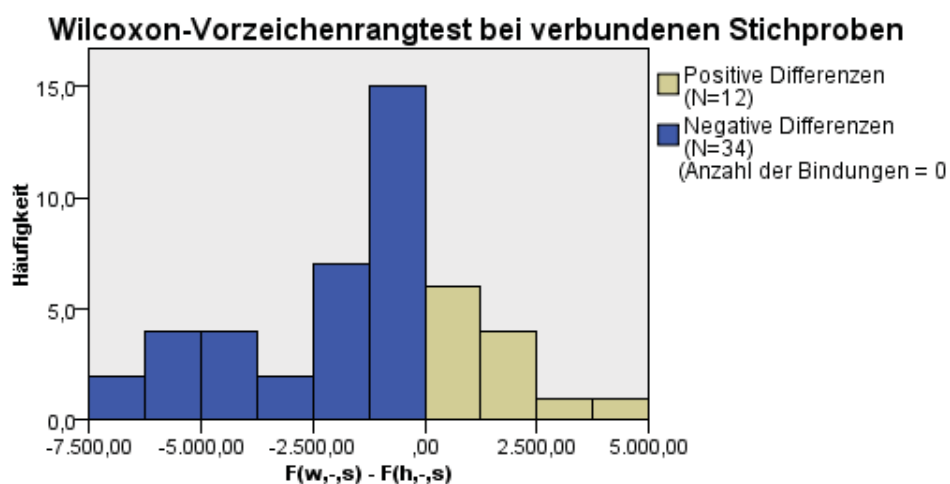


Abbildung 17: Wilcoxon-Vorzeichenrangtest für $G=m$ zur Untersuchung des Einflusses des Schuhwerkes $S=h/w$ auf die maximale Sprungkraft F ($F(w,-,s)-F(h,-,s)$)

Für die Gruppe der Männer $G=m$ ergab der Test (siehe Abbildung 17, Tabelle 23), dass der Medianwert der gepaarten Differenzen $F_X - F_Y$ der maximalen Sprungkraft F für die beiden Untergruppen $X=E(S=w, B=s)$ und $Y=E(S=h, B=s)$ zum Niveau $\alpha = 0,05$ signifikant von Null verschieden ist. Weiterhin kann dem Histogramm in Abbildung 17 entnommen werden, dass der Schwerpunkt der Verteilung der Variablen $F_X - F_Y$ stark von der Null zu negativen Werten hin verschoben ist. Daraus folgt eine Tendenz in der Gruppe der Männer $G=m$, dass in Sprüngen mit hartem Schuhwerk $S=h$ höhere maximale Sprungkräfte F erzeugt werden können, als in Sprüngen mit weichem Schuhwerk $S=w$.

Wird in der Gruppe der Frauen $G=w$ für den Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ eine analoge Analyse wie in der Gruppe der Männer $G=m$ durchgeführt, so kann keine signifikante Abweichung des Medians der Verteilung der gepaarten Differenzen $F_X - F_Y$ der maximalen Sprungkräfte F für die Untergruppe mit hartem Schuhwerk $X=E(S=h, B=s)$ und die Untergruppe mit weichem Schuhwerk $Y=E(S=w, B=s)$ festgestellt werden, siehe Abbildung 31 bzw. Tabelle 47.

4.2.5 Zusammenfassung der maximalen Sprungkräfte

Wie im Fall des Bewegungstyps „Tritt“ $B=t$ konnten in der Gruppe der Männer $G=m$ in beiden Untergruppen $S=h/w$ im Schnitt höhere maximale Sprungkräfte F erreicht werden, als in der Gruppe der Frauen $G=w$ (siehe Tabelle 24, Tabelle 25). Der niedrigste Mittelwert $\mu(F) = 17000 \text{ N}$ lag circa 7500 N über dem geringsten Durchschnittswert $\mu(F)$ in der Gruppe der Frauen $G=w$.

Tabelle 24: Deskriptive Statistik maximale Trittkraft F bei dem Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ in der Gruppe der Männer $G=m$. Dargestellt sind F_{\min} , F_{\max} , Mittelwert $\mu(F)$, Standardabweichung $\sigma(F)$ in den Untergruppen mit Schuhwerk $S=h/w$ und ohne Unterlage $U=-$.

Setup	F_{\min} [N]	F_{\max} [N]	$\mu(F)$ [N]	$\sigma(F)$ [N]
E(h,-,s)	9046	26747	18449	3743
E(w,-,s)	7884	23800	17031	3688

Tabelle 25: Deskriptive Statistik maximale Trittkraft F bei dem Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ in der Gruppe der Frauen $G=w$. Dargestellt sind F_{\min} , F_{\max} , Mittelwert $\mu(F)$, Standardabweichung $\sigma(F)$ in den Untergruppen mit Schuhwerk $S=h/w$ und ohne Unterlage $U=-$.

Setup	F_{\min} [N]	F_{\max} [N]	$\mu(F)$ [N]	$\sigma(F)$ [N]
E(h,-,s)	4763	15181	10986	3220

E(w,-,s)	4207	13705	9940	3071
----------	------	-------	------	------

Insgesamt lässt sich sagen, dass beide Geschlechtergruppen $G=m/w$ eine hohe Spannbreite und Streuung der maximalen Sprungkraft F aufweisen. In der Gruppe der Männer $G=m$ wurde der Maximalwert $F_{max} = 26747 \text{ N}$ mit hartem Schuhwerk $S=h$ erzielt, die niedrigste maximale Sprungkraft $F_{min} = 7884 \text{ N}$ in $G=m$ wurde bei einem Sprung mit weichem Schuhwerk $S=w$ gemessen. Für die Gruppe der Frauen $G=w$ liegen die Ergebnisse zwischen $F_{min} = 4207 \text{ N}$ und $F_{max} = 15181 \text{ N}$.

4.3 Interdependenzen der unabhängigen Variablen

Eine wichtige Rolle für die Diskussion der maximalen Tritt- und Sprungkräfte F spielen mögliche Zusammenhänge der (in der Terminologie der Analysis) unabhängigen Variablen maximale isometrische Beinkraft K , der Körpergröße L und dem Körpergewicht M untereinander. Da die Möglichkeit besteht, dass diese Variablen, die in der Terminologie der Wahrscheinlichkeitsrechnung keineswegs stochastisch unabhängig sein müssen, sich in ihrer Wirkung auf die betrachteten maximalen Tritt- oder Sprungkräfte F oder auf die Peakbreiten D gegenseitig aufheben oder verstärken. Daher werden im Folgenden mögliche Interdependenzen geprüft.

4.3.1 Normalverteilungstests

Die Ergebnisse der Normalverteilungstests für die Variablen M , L und K wurden bereits in Tabelle 29 und Tabelle 30 dargestellt. Sowohl für die Gruppe der Männer $G=m$ als auch für die Gruppe der Frauen $G=w$ konnte die Nullhypothese H_0 : „ K ist normalverteilt“ zum 5%-Niveau weder durch den Kolmogorov-Smirnov-Test noch durch den Shapiro-Wilk-Test zurückgewiesen werden. Wiederum wird aufgrund der geringen Probandenzahl für die folgenden Untersuchungen in der Gruppe der Frauen $G=w$ trotz des Testergebnisses in Tabelle 30 die Normalverteilung nicht vorausgesetzt.

4.3.2 Linearen Regressionen

In diesem Abschnitt soll geprüft werden, ob ein linearer Zusammenhang $K(L)$ bzw. $K(M)$ zwischen der maximalen isometrischen Kraft K und der Variablen Körpergröße L bzw. dem Körpergewicht M vorliegt.

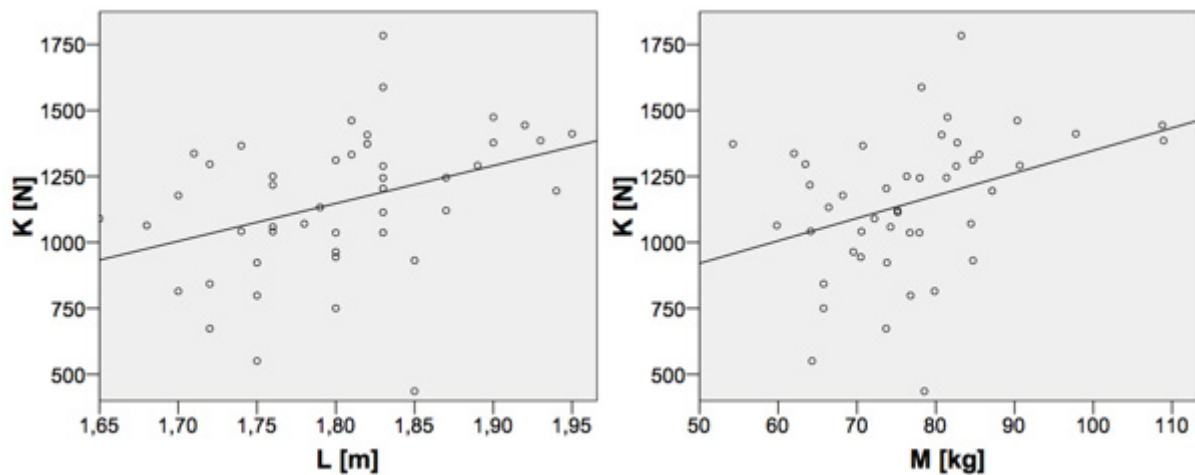


Abbildung 18: Streudiagramme mit Regressionsgeraden $K(L)$ bzw. $K(M)$ für die abhängige Variable maximale isometrische Beinkraft K und die unabhängigen Variablen Körpergröße L (links) und Körpermasse M (rechts) in der Gruppe der Männer $G=m$.

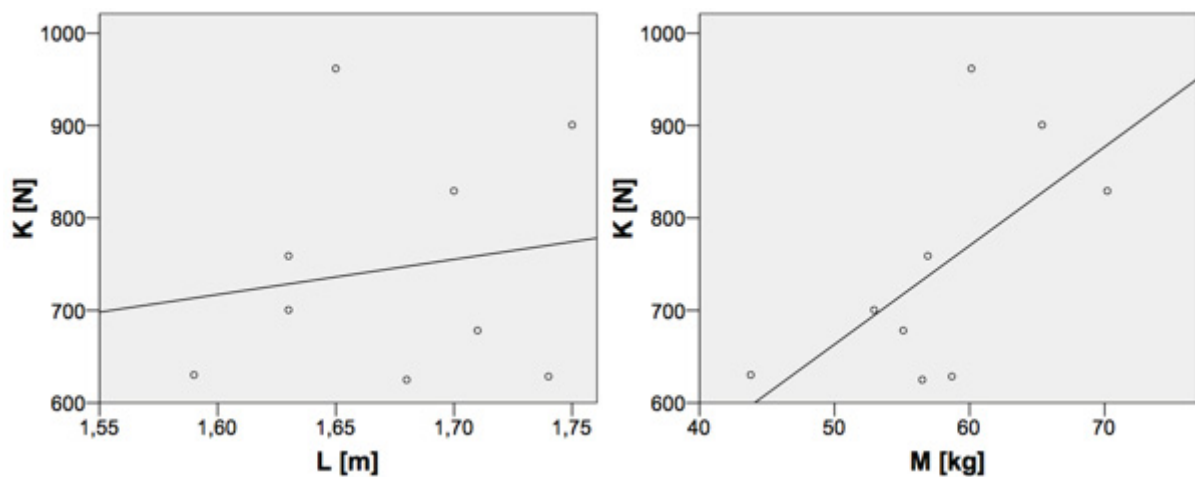


Abbildung 19: Streudiagramme mit Regressionsgeraden $K(L)$ bzw. $K(M)$ mit der abhängigen Variable maximale isometrische Beinkraft K und der unabhängigen Variablen Körpergröße L (links) bzw. Körpermasse M (rechts) in der Gruppe der Frauen $G=w$.

In Abbildung 18 und Abbildung 19 ist eine Tendenz der maximalen isometrischen Beinkraft K zu erkennen, bei zunehmender Körpergröße L bzw. bei steigendem Körpergewicht M zuzunehmen. Die einzige Ausnahme bildet die Gruppe der Frauen $G=w$ für die Körpergröße L als unabhängige Variable. In der Abbildung 19 links ist nur eine leichte Steigung a der Regressionsgeraden $K(L)$ in der Gruppe $G=w$ zu verzeichnen.

Eine Ablehnung der oben angeführten Nullhypothese H_0 zum 5%-Niveau kann für die unabhängigen Variablen Körpergröße L und Körpergewicht M in der Gruppe der Männer $G=m$ erzielt werden. Tabelle 48 ist zu entnehmen, dass in der Gruppe der Männer $G=m$ die $p(a)$ -Werte deutlich unter $\alpha=0,05$ liegen. Hingegen können die

Ergebnisse der linearen Regression für die Gruppe $G=w$ der Frauen die Tendenz $a > 0$ in $K(L)$ und $K(M)$ nicht bestätigen: für das Körpergewicht M liegt der $p(a)$ -Wert mit $p(a)=0,07$ etwas über dem Signifikanzniveau $\alpha=0,05$ und für die Körpergröße L mit $p(a)=0,67$ weit darüber.

Somit ist für die Gruppe der Männer $G=m$ bei steigendem Körpergewicht M oder zunehmender Körpergröße L mit einer entsprechend höheren isometrischen Maximalkraft K zu rechnen. Hingegen zeichnet sich in der Gruppe der Frauen $G=w$ die Tendenz einer linearen Abhängigkeit $K(X) = aX+b$ weder für die Körpergröße L noch für das Körpergewicht M ab.

4.4 Fußgeschwindigkeiten

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden bei den Messungen in Jena die Fußgeschwindigkeiten V unmittelbar vor dem Kontakt mit der Kraftmessplatte gemessen und deren Einfluss auf die maximalen Trittkräfte F statistisch untersucht. Diese folgte hierbei analog zu den Untersuchungsschemata der vorangegangenen Abschnitte. Aufgrund der insgesamt geringen Probandenzahl von 24 in dieser Untersuchung erfolgte keine geschlechtsspezifische Aufteilung in die Gruppen $G=m$ und $G=w$. Probleme bei der Bewegungsanalyse – Abfallen der Marker während des Versuches sowie Fehlidentifizierung der Schuhe als Marker - führten dazu, dass nur ein Teil der aufgezeichneten Daten für eine Auswertung der Fußgeschwindigkeit V geeignet waren. Nach in Augenscheinnahme aller Aufnahmen wurden nur die Daten derjenigen Versuche verwendet, in welchen die Marker vollständig bis zum Zeitpunkt des Fußkontaktes mit der Kraftmessplatte befestigt waren und in denen die Registrierung fehlerlos erfolgte. Es wurden jeweils die Daten des Experimentes verwendet, bei dem die maximale Fußgeschwindigkeit V gemessen worden war. Wiederum entfällt also der Index $j = 1, 2$ am Symbol des jeweiligen Experimentes E . Insgesamt konnten 80 Fußgeschwindigkeitsmessungen (67 Fußgeschwindigkeiten männlicher und 13 Fußgeschwindigkeiten weiblicher Proband(inn)en für die statistische Auswertung herangezogen werden.

Tabelle 26: Deskriptive Statistik der Fußgeschwindigkeiten V , nach Geschlecht getrennt.

Setup	V_{\min} [km/h]	V_{\max} [km/h]	$\mu(V)$ [km/h]	$\sigma(V)$ [km/h]
$G=m$	15,14	29,12	23,34	3,17
$G=w$	14,02	22,63	18,98	2,74

Tabelle 26 zeigt die deskriptive Statistik der Fußgeschwindigkeiten weiblicher und männlicher Probanden $G=m/w$.

4.4.1 Normalverteilungstest

Auch für die maximale Fußgeschwindigkeit V als Zielgröße wurde eine statistische Auswertung durchgeführt, deren Verlauf auf der Grundlage des Resultates eines Tests auf Normalverteilung der Zielgröße V bestimmt wurde. Dementsprechend lautet die Nullhypothese H_0 , dass eine Gaußverteilung der Zielgröße vorliegt. Wie aus der Tabelle 49 zu entnehmen ist, weisen die p -Werte des Shapiro Wilk-Tests mit $p=0,103$ und des Kolmogorov-Smirnov-Tests mit $p=0,200$ darauf hin, dass die Zielgröße V eine Normalverteilung besitzt.

4.4.2 Einfluss von Körpergröße, Gewicht und Maximalkraft

Der Einfluss der unabhängigen Variablen Körpergröße L , Körpergewicht M und maximale isometrische Beinkraft K auf die Fußgeschwindigkeit V als abhängige Variable wurde mittels linearer Regression untersucht. Dabei wurde jede der Variablen $X = L, M, K$ jeweils separat als unabhängige Variable einer linearen Funktion $V(X) = a \cdot X + b$ angenommen. Die Nullhypothese H_0 nimmt an, dass kein Zusammenhang existiert: $a = 0$.

Tabelle 27: Lineare Regressionen $V(L)$, $V(M)$ und $V(K)$ mit der abhängigen Variable Fußgeschwindigkeit V [km/h] und den unabhängigen Variablen Körpergröße L [m], Körpergewicht M [kg] und maximale isometrische Beinkraft K [N]

	R^2	R^2 korr.	$\sigma(V)$	a	b	$p(a)$	$p(b)$
L	0,022807	-0,021610	3,757375	6,708133	11,855242	0,481177	0,489438
M	0,050553	0,007396	3,703649	0,005713	19,528250	0,290838	0,000103
K	0,000466	-0,044967	3,800084	-0,000264	24,204282	0,920219	0,000000

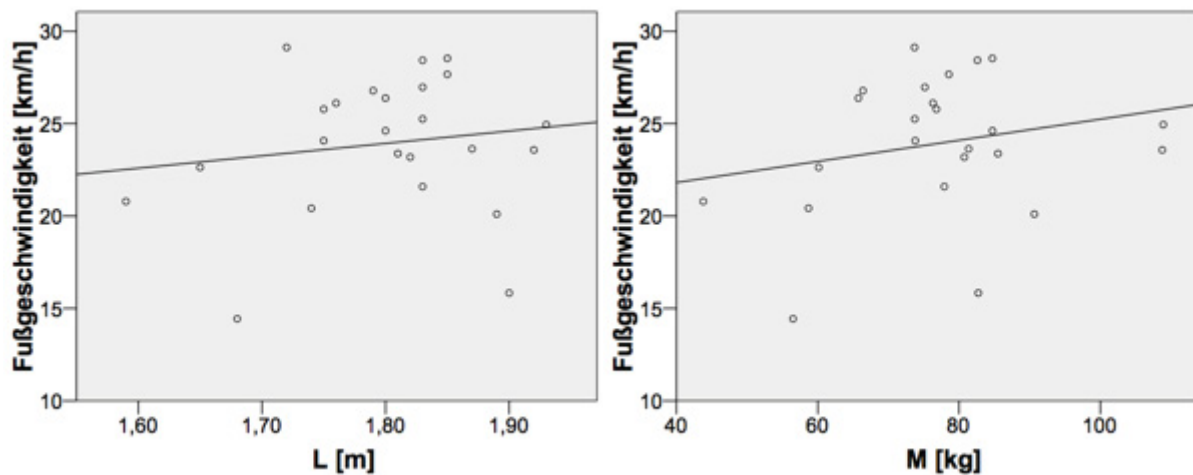


Abbildung 20: Streudiagramme mit Regressionsgeraden $V(X)$, abhängige Variable Fußgeschwindigkeit V , unabhängige Variable Körpergröße $X = L$ (links) und Körpergewicht $X = M$ (rechts)

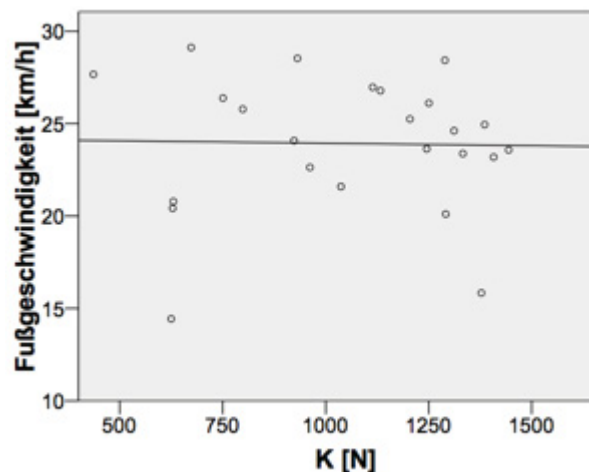


Abbildung 21: Streudiagramm mit Regressionsgeraden $V(K)$, abhängige Variable Fußgeschwindigkeit V , unabhängige Variable maximale isometrische Beinkraft K

Aufgrund der Abbildung 20 könnte ein positiver Zusammenhang zwischen der maximalen Fußgeschwindigkeit V und den Variablen Körpergröße L bzw. Körpergewicht M angenommen werden. Eine Tendenz zu einem stochastischen Zusammenhang $V(L)$ oder $V(M)$ zwischen der Fußgeschwindigkeit V und der Körpergröße L bzw. dem Körpergewicht M ist aus den entsprechenden $p(a)$ -Werten in Tabelle 27 nicht abzuleiten. Abbildung 21 weist keinen optisch erkennbaren Zusammenhang $V(K)$ zwischen der maximalen Fußgeschwindigkeit V und der maximalen isometrischen Beinkraft K auf, was auch durch die hohen $p(a)$ -Werte in Tabelle 27 bestätigt wird. Dementsprechend kann kein Zusammenhang zwischen den unabhängigen Variablen L , M , K und der maximalen Fußgeschwindigkeit V angenommen werden.

4.4.3 Einfluss der maximalen Fußgeschwindigkeit

Es ist eine plausible a-priori-Annahme, dass eine höhere maximale Fußgeschwindigkeit V zu einer größeren maximalen Trittkraft F führt. Um diese Annahme zu prüfen, wurde eine lineare Regressionsanalyse zwischen der maximalen Fußgeschwindigkeit V als unabhängige Variable und der maximalen Trittkraft F als abhängige Variable durchgeführt.

Tabelle 28: Lineare Regression $F(V)$ zwischen der maximalen Trittkraft F [N] und der maximalen Fußgeschwindigkeit V [km/h] in den Gruppen: Schuhe $S=h/w$, Unterlage $U=+/-$

Setup	R^2	R^2 korr.	$\sigma(\hat{F})$ [N]	a	b [N]	p(a)	p(b)
E(w,-,t)	0,65	0,63	1.301,67	480,85	-2.923,58	0,00	0,16
E(h,-,t)	0,50	0,47	1.822,78	469,89	-1.905,85	0,00	0,43
E(w,+,t)	0,46	0,42	1.455,39	390,08	-912,86	0,00	0,72
E(h,+,t)	0,52	0,50	1.758,91	535,03	-3.424,22	0,00	0,21

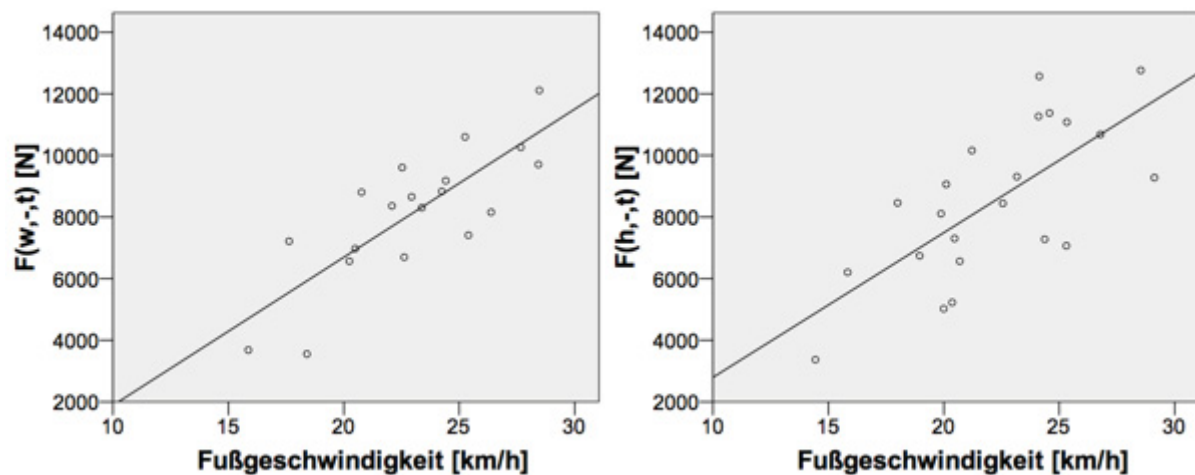


Abbildung 22: Lineare Regression $F(V)$, abhängige Variable maximale Trittkraft F [N] in den Schuhwerk-Untergruppen $S=w$ (links) und $S=h$ (rechts) jeweils ohne Unterlage $U=-$, unabhängige Variable maximale Fußgeschwindigkeit V [km/h].

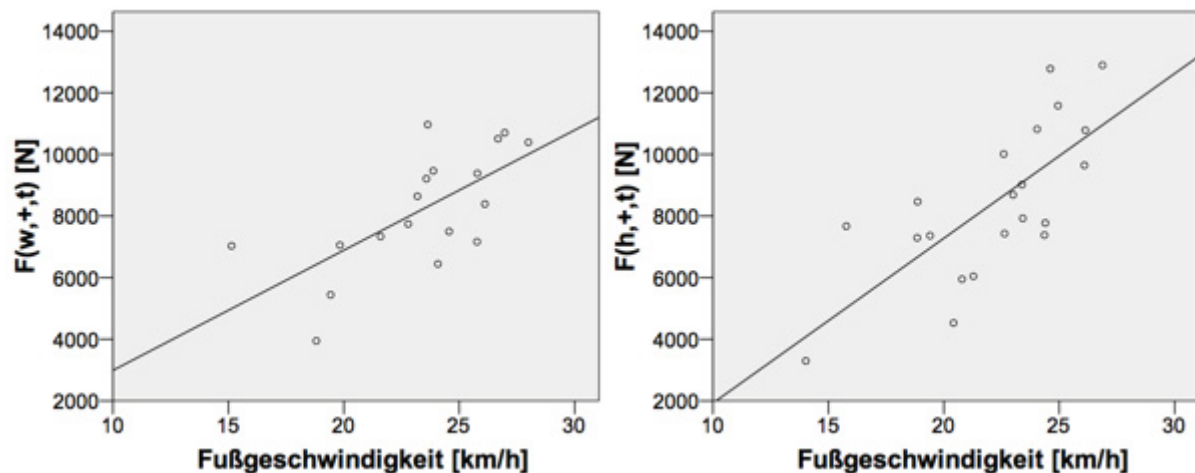


Abbildung 23: Lineare Regression $F(V)$, abhängige Variable maximale Trittkraft F [N] in den Schuhwerk-Untergruppen $S=w$ (links) und $S=h$ (rechts) jeweils mit Unterlage $U=+$, unabhängige Variable maximale Fußgeschwindigkeit V [km/h].

Es zeigte sich sowohl in den Grafiken aus Abbildung 22 und Abbildung 23, als auch bei den statistischen Tests (Tabelle 28) mit der Nullhypothese $H_0: (a = 0)$ mit $p(a)$ -Werten von $p(a)=0,00$ in allen betrachteten Untergruppen $E(S=w/h, U=-/+, B=t)$ eine deutliche Abhängigkeit. Somit ist von einem positiven Zusammenhang $F(V)$ zwischen maximaler Trittkraft F und maximaler Fußgeschwindigkeit V auszugehen.

5 Diskussion

Anlass der vorliegenden Untersuchung waren die bundesweit vermehrt auftretenden Rohheitsdelikte gegen den fixierten Kopf. Besonders bei Jugendlichen unter Alkoholeinfluss ist eine Zunahme von Fußtritten gegen mitunter wehrlose Opfer zu verzeichnen. Bei den anschließenden Verhandlungen wird immer wieder das Argument vorgebracht, die Beschuldigten wüssten nicht, dass ihre Tritte gefährliche Verletzungen hervorrufen können (Heinke 2010). Ebenso wird immer wieder die Behauptung geäußert, dass das Opfer gestürzt sei und dass kein Tritt die Kopfverletzungen hervorgerufen habe. Aufgrund dieser Umstände besteht ein dringender Bedarf an quantifizierten biomechanischen Informationen zur Thematik „Tritte gegen den Kopf“. Ziel dieser Arbeit war es, dem rechtsmedizinisch tätigen Mediziner eine wissenschaftliche Grundlage für die Beurteilung möglicher Verletzungsfolgen und Verletzungsmechanismen zur Verfügung zu stellen.

5.1 Interpretation der Ergebnisse

5.1.1 Lineare Regressionen der Trittkraft

Die Regressionsanalyse ergibt geschätzte Parameterwerte für die Steigung a und die Konstante b einer näherungsweise linearisierten Beziehung $F(X)$:

$$F(X) = a \cdot X + b \Rightarrow f = a \cdot x + b$$

Die statistische Auswertung der Regressionsergebnisse schließt die Berechnung der Standardabweichung σ ein. Bei Vorliegen einer Normalverteilung der Variablen F in der Stichprobe lässt sich der Radius r eines 95%-Konfidenzbereiches $CI = [f - r, f + r]$ um den berechneten Wert f der maximalen Trittkraft F schätzen durch $r = 2 \cdot \sigma$. Das 95%-Konfidenzintervall enthält damit 95% der Elemente der Stichprobe, d. h. 95% der gemessenen Tritt-/Sprungkraften $F(X)$ der jeweiligen Untergruppe liegen in diesem Intervall. Cum grano salis lässt sich dieser Sachverhalt so interpretieren, dass der wahre Wert der Tritt-/Sprungkraft mit 95%iger Wahrscheinlichkeit in diesem Intervall liegt. Eine exakte Interpretation würde den Begriffsapparat des zufälligen Intervalls und seiner Schätzung benötigen.

Die im Ergebnisteil gezeigten Tabellen enthalten die Parameter a und b sowie die Standardabweichungen $\sigma(\hat{F})$. Im Falle eines $p(a)$ -Wertes kleiner 0,05 lassen sich dann mittels der Regressionsgeradengleichung ein Schätzwert der Tritt- bzw. Sprungkraft und das 95%-Konfidenzintervall berechnen. Exemplarisch wird dies für den Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ und für das Setup $E(S=w, U=-, B=t)$ durchgeführt. Aus Tabelle 4 sind folgende Parameter zu entnehmen:

$$a = 12152,23 \text{ N/m}; \quad b = -13190,05 \text{ N}; \quad \sigma(\hat{F}) = 1678,06 \text{ N}$$

$$\hat{F}(x) = 12152,23 \frac{\text{N}}{\text{m}} \cdot x - 13190,05 \text{ N}$$

Für einen 1,80 m großen männlichen Täter berechnen sich die geschätzte Trittkraft \hat{F} und das 95%-Konfidenzintervall wie folgt:

$$\hat{F}(1,80\text{m}) = 12152,23 \frac{\text{N}}{\text{m}} \cdot 1,80 \text{ m} - 13190,05 \text{ N} = 8683,964 \text{ N}$$

$$\begin{aligned}
 CI &= [\hat{F}(1,80m) - 2 \cdot \sigma, \hat{F}(1,80m) + 2 \cdot \sigma] \\
 &= [8683,964N - 2 \cdot 1678,06N, 8683,964N + 2 \cdot 1678,06N] \\
 &= [5327,844N, 12040,084N]
 \end{aligned}$$

Demnach ergeben sich für einen 1,80 m großen männlichen Täter ein Schätzwert der Trittkraft von ca. 8,7 kN und ein 95%-Konfidenzintervall von 5,3 kN bis 12,0 kN. Für die im Folgenden diskutierten Einflussparameter ist unter Berücksichtigung der entsprechenden Tabelle und des $p(a)$ -Wertes in der gleichen Art und Weise zu verfahren.

Körpergröße

Den Ergebnissen der vorliegenden Studie zufolge besitzt die Körpergröße L mindestens in der Gruppe der Männer $G=m$ einen nachweisbaren Einfluss auf die maximale Trittkraft F bei Kopftritten. Dabei erscheint es plausibel, eine monoton anwachsende Funktion $F(L)$ zu vermuten: Größere Männer können bei gleichem Körpergewicht M eine höhere Maximalkraft F beim Kopftritt erreichen. Diese Annahme konnte durch die signifikanten Testergebnisse in Abschnitt 4.1.2 (Tabelle 4, Abbildung 8, Abbildung 9) bestätigt werden. Auch physikalisch lassen sich die Testergebnisse erklären.

Eine mögliche Begründung der positiven Korrelation $F(L)$ ist, dass die Beine größerer Menschen im Mittel länger sind und dass daher beim Treten die Füße größerer Probanden über den entsprechend längeren Beschleunigungsweg beim Treten eine höhere maximale Fußgeschwindigkeit V im Moment des Auftreffens erreichen können. Höhere maximale Fußgeschwindigkeiten V beim Treten gehen einher mit höheren kinetischen Energien $E_{KIN} = (M \cdot V^2)/2$ und mit höheren Beschleunigungen beim Auftreffen. Zwar könnte diese Modellvorstellung höhere Trittkräfte F bei größerer Körpergröße L erklären, allerdings konnte anhand der vorliegenden Daten kein signifikanter Zusammenhang zwischen Körpergröße L und der maximalen Fußgeschwindigkeit V nachgewiesen werden (siehe Tabelle 27). In den Graphiken der Abbildung 20 scheint jedoch ein zumindest leichter Trend ablesbar zu sein. Aufgrund der geringeren Zahl $N=24$ von Probanden bei den komplexen Messungen der Fußgeschwindigkeit V könnte ein tatsächlich vorhandener Effekt von den Tests nicht erfasst worden sein.

Ein elementar-mechanischer Einfluss der größeren Länge des Kraftarmes L_{KRAFT} für größere Probanden im Hebelgesetz $F_{KRAFT} / F_{LAST} = L_{KRAFT} / L_{LAST}$, das bei der Kraftübertragung von den Muskeln auf das Skelett beim Tritt zur Anwendung kommt, erscheint nicht plausibel, da mit höheren Werten der Körpergröße L sowohl die Länge des Kraftarmes L_{KRAFT} wie auch die Länge des Lastarmes L_{LAST} in gleicher Weise skalieren, d.h. gestreckt werden, so dass im Hebelgesetz keine Auswirkung auf das Verhältnis F_{KRAFT} / F_{LAST} auftritt.

Bei größeren Menschen ist im Mittel von einer höheren effektiven Masse des Beins auszugehen, welche nach dem 2. Newton'schen Satz bei gleicher Beschleunigung auch höhere Kontaktkräfte zur Folge hat.

Körpergewicht

Ebenso wie für die Körpergröße L ließ sich für das Körpergewicht M ein Einfluss auf die maximale Trittkraft F mindestens in der Gruppe der Männer $G=m$ nachweisen. Dies zeigen neben den $p(a)$ -Werten der Regressionssteigung a , die bis auf den Wert $p(a)=0,093$ für das Szenario $E(S=w, U=-, B=t)$ kleiner als die Signifikanzschranke $\alpha=0,05$ sind, auch die Bestimmtheitsmasse R^2 in der Tabelle 5. Bestätigt wird dieser Eindruck von den Regressionsdiagrammen in Abbildung 10 und Abbildung 11 und zwar in allen Trittszenarien $S=h/w$ und $U=+/-$. In der wesentlich kleineren Gruppe der Frauen $G=w$ ließ sich die Assoziation $F(M)$ jedoch für kein Szenario nachweisen.

Die Ausnahme der Nachweisbarkeit des Zusammenhanges $F(M)$ für Männer lag in der Untergruppe mit weichem Schuhwerk $S=w$ und ohne Verwendung einer Unterlage $U=-$ vor. Eine mögliche Ursache könnte die Anordnung des Versuchsszenarios $E(S=w, U=-)$ als erstes Szenario in der Abfolge der Trittversuche sein: Die Probanden zeigten nämlich anfänglich Hemmungen, mit voller Wucht auf die Kraftmessplatte zu treten. Außerdem gaben die Probanden an, dass Tritte mit weichem Schuhwerk als unangenehm empfunden wurden. Möglicherweise wurden die Tritte mit weichem Schuhwerk, aus Angst sich zu verletzen, unwillkürlich mit geringerer Intensität ausgeführt.

Die Abhängigkeit der maximalen Trittkraft F von der Körpermasse M des Tretenden kann mithilfe des zweiten Newton'schen Gesetzes $F = m \cdot a$ verstanden werden: Bei gleicher Beschleunigung entspricht eine höhere Masse m einer höheren Kraft F .

Demnach können Männer mit höherem Körpergewicht M – und daher einer anzunehmenden höheren effektiven Masse m_{EFF} – höhere Trittkräfte F freisetzen. Vorausgesetzt wird in dieser Überlegung, dass der Vergleich zwischen zwei Männern ausgeführt wird, die die effektive Masse m_{EFF} ihres Beines beim Tritt in gleichem Maße beschleunigen. Es erscheint aufgrund der Versuchsergebnisse und allgemeiner Tatsachen plausibel anzunehmen, dass schwerere Männer eine höhere maximale Trittkraft F haben.

Ebenfalls kann hier aus Tabelle 5 die Geradengleichung der linearen Regression zur Berechnung des Schätzwertes der maximalen Trittkraft in Abhängigkeit vom Körpergewicht M angegeben werden. Das Körpergewicht ist in [N] im Sinne einer Gewichtskraft einzusetzen (Körpergewicht in [kg] * 9,81 m/s²).

Maximalkraft

Ebenso scheint es plausibel von einem Einfluss der maximalen isometrischen Beinkraft K auf die maximale Trittkraft auszugehen. Höhere Werte der maximalen isometrischen Beinkraft K weisen auf einen guten Trainingszustand hin, was zu höheren maximalen Trittkräften F führen könnte. Geht man davon aus, dass kräftigere Männer trainierter sind, so verfügen sie nicht nur über eine optimale Vordehnung des Muskels, sondern auch über ein größeres Muskelvolumen und über eine höhere Kontraktionskraft (Güllich und Schmidtbleicher 1999). Die Vermutung eines positiven Zusammenhanges $F(K)$ scheint bei der Betrachtung der Streudiagramme der linearen Regression für alle Untergruppen $S=h/w$ und $U=+/-$ in der Gruppe $G=m$ der Männer für den Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ in Abbildung 12 und Abbildung 13 (siehe Abschnitt 4.1.4) bestätigt zu werden. Jedoch weisen die $p(a)$ -Werte der linearen Regression (siehe Tabelle 6) nicht auf einen solchen Zusammenhang hin, ausgenommen der $p(a)$ -Wert der Regression im Szenario: $E(S=w, U=+, B=t)$ mit $p(a) = 0,018$.

Eine mögliche Ursache dieses Ergebnisses könnte im Setup zur Ermittlung der maximalen Trittkraft F liegen. Zwar erhielt jeder Proband genaue Anweisungen bzgl. des Ablaufs der Messungen (Position auf der Platte, Festhalten der Seile, lediglich Druckausübung durch Strecken der Beine, keine Zugausübung mit den Armen bei der Messung) sowie eine entsprechende Anweisung für die Körperposition (halbohohe Kniebeugstellung, leicht vorgebeugter Rumpf), dennoch hatten die Probanden oft

Probleme, diese Instruktionen genau umzusetzen. So ist anzunehmen, dass einige Probanden gleichzeitig Druck mit den Beinen und Zug durch Anwinkeln der Arme umgesetzt hatten, oder nur Zug unter Einsatz der Armmuskulatur ausübten. Zum Teil versuchten die Personen den Rumpf zu strecken, anstatt, wie angewiesen, eine Streckung in den Kniegelenken zu vollziehen. Auch die Seilkonstruktion ist eine mögliche Ursache, da die Seile nur eine bestimmte Länge aufwiesen und starr an den Außenkanten der Kraftmessplatten befestigt waren, so dass die Körperposition vermutlich aufgrund der unterschiedlichen Körperproportionen von Proband zu Proband etwas variierte. Ebenso bei der Auswertung, d.h. bei der Ermittlung des Wertes von K ergaben sich Schwierigkeiten, da zwei Kraftmessplatten verwendet wurden, womit sich die Gesamtkraft auf beide Platten additiv aufteilte. Da die Aufteilung der isometrischen maximalen Beinkraft K auf die linke und die rechte Platte mit K_{LINKS} und K_{RECHTS} nicht notwendig in gleicher Weise erfolgte, mussten die Werte beider Platten addiert werden. Weiterhin fanden sich zum Teil in den Outputdaten der Kistler-Kraftmessplatten keine Nullabgleiche, wodurch die entsprechenden Kraftkurven einen der Gewichtskraft des Körpers entsprechenden Offset aufwiesen. Im Nachgang der Messungen wurden mit einem MatLab-Skript die Offsets subtrahiert und die gemessenen Kraftwerte addiert, um den genannten Messproblemen Rechnung zu tragen. Insgesamt ist jedoch davon auszugehen, dass die gemessenen Kraftwerte Unsicherheiten aufgrund der vorgenannten Faktoren aufweisen können.

Rein biomechanisch wäre davon auszugehen, dass trainierte Menschen eine optimale Vordehnung des Muskels, dadurch eine bessere Überlappung und eine höhere Anzahl von Aktin-Myosin-Filamenten haben und folglich (siehe (Zatsiorsky und Kraemer 2008)) eine höhere maximale Trittkraft F erreichen können. Ebenso sollte sowohl eine verbesserte Energiebereitstellung als auch die bessere inter- und intramuskuläre Koordination (Blum und Friedmann 2001) zu einer erhöhten maximalen Trittkraft K führen.

Auch in der Gruppe der Frauen $G=w$ wäre nach dem oben gesagten eine monoton steigende Abhängigkeit der maximalen Trittkraft F von den Einflussgrößen Körpergewicht M , Größe L und isometrische maximale Beinkraft K zu erwarten, die sich in statistischen einfachen linearen Regressionsansätzen $F(X)$ mit $X = M, L, K$ zeigen müssten. In den vorliegenden Daten ließ sich keine der drei Beziehungen zum Niveau $\alpha = 0.05$ nachweisen (siehe Tabelle 4, Tabelle 5, Tabelle 6). Ursächlich für

dieses Ergebnis könnte die geringe Anzahl $N = 9$ von Probandinnen im Kollektiv der vorliegenden Arbeit sein. Bei der großen Zahl der möglichen Störgrößen der betrachteten Abhängigkeiten $F(X)$ erscheint diese Anzahl als zu gering um verlässliche statistische Aussagen zu erzielen.

5.1.2 Multiple lineare Regression und Interdependenzen

Nachdem die drei Einflussgrößen L , M , K im vorangegangenen Abschnitt als zumindest jeweils in einigen Untergruppen relevant erwiesen werden konnten, erhebt sich die Frage nach einem gemeinsamen Einfluss von Körpergröße L , Körpergewicht M und maximaler isometrischer Beinkraft K auf die maximale Trittkraft $F = F(L, M, K)$. Diese Frage wird mithilfe der multiplen linearen Regression untersucht. Tatsächlich wurde für die multiple lineare Regression eine Auswahl aus der Menge $\{L, M, K\}$ getroffen: Nur Variablen, die in mehr als einer der vier Untergruppen $S=h/w$ und $U=+/-$ als signifikante Einflussgrößen zum Niveau $\alpha = 0,05$ nachgewiesen werden konnten, wurden aufgenommen. Da dies für die Variable K nicht der Fall war (siehe Tabelle 6) wird K nicht als unabhängige Variable der multiplen linearen Regression geprüft. Der Ansatz der multiplen linearen Regression enthielt daher nur die Körpergröße L und das Körpergewicht M als unabhängige – und die maximale Trittkraft F als abhängige Variable und lautete also $F(L, M)$.

Die Resultate (siehe Tabelle 16, Tabelle 17) für den Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ der nach Geschlechtern $G=m/w$ und Untergruppenzugehörigkeit $S=h/w$ und $U=+/-$ getrennt durchgeführten multiplen linearen Regression weisen keine $p(a)$ -Werte mit $p(a) < \alpha = 0,05$ in der Gruppe der Frauen auf. Wie bereits diskutiert, ist dieser Umstand wohl auf die geringe Zahl $N = 9$ von Probandinnen zurückzuführen. In der Gruppe der Männer $G=m$ war lediglich für die Variable Körpergröße L und nur in den Untergruppen $E(w,-,t)$, $E(h,-,t)$ und $E(w,+,t)$ ein signifikantes Ergebnis $p(a) < \alpha = 0,05$ erzielt worden. Die $p(a)$ -Werte für die Variable M waren in sämtlichen Untergruppen $S=h/w$ und $U=+/-$ nicht signifikant $p(a) \geq \alpha = 0,05$. Die Abbildung dieser Abhängigkeitsstrukturen in einem bilinearen Modell $F(L, M)$ erscheint daher nicht sinnvoll.

Dass die multiple lineare Regression $F(L, M)$ keine positiven Testergebnisse für die Variable Körpergewicht M liefert ist erklärungsbedürftig, da in den einfachen linearen Regressionstests Abhängigkeiten $F(L)$ und $F(M)$ nachgewiesen wurden. Ein Grund

könnte die stochastische Abhängigkeit der Körpergröße L vom Körpergewicht M sein, da im Mittel größere Personen ein entsprechend höheres Idealgewicht aufweisen. Zur Quantifizierung dieser Abhängigkeit werden in der Medizin sowie in den Ernährungswissenschaften der Broca-Index oder der Body-Mass-Index (Neurath und Lohse 2006) verwendet. Beide beziehen sich auf die Körpergröße, um das Normalgewicht zu berechnen. Die stochastische Abhängigkeit von Zufallsvariablen die als Inputvariablen in einer multiplen linearen Regression verwendet werden, kann zur ‚Maskierung‘ von Inputvariablen führen.

Der Fitnessgrad (Training) könnte ebenfalls eine Erklärung für das negative Testergebnis der multilinenen Regression $F(L,M)$ bezüglich M sein, da *„das Körpergewicht weder Trainingszustand noch aktive Muskelmasse repräsentiert, denn die aktive Körpersubstanz ist gekennzeichnet durch die Gesamtkörpermasse abzüglich des Körperdepotfettes. Somit müssen Sportler mit identischem Körpergewicht nicht die gleiche Absolutkraft besitzen, da ihre Muskelmasse oder Muskelverteilung verschieden sein kann. ...“* (Zimmer et al. 1999). Der verschiedene Trainingsgrad oder die verschiedene aktive Muskelmasse bei Personen des gleichen Körpergewichtes M führt also zusätzliches Rauschen in die hier betrachtete Beziehung $F(L, M)$ ein.

Ebenso sollte die unterschiedliche Motivation und Koordination nicht außer Acht gelassen werden. Einige Probanden waren sehr ehrgeizig und sahen es als Herausforderung, ja sogar Anreiz an, der Stärkste zu sein. Andere hatten vermehrt Angst vor Verletzungen oder sahen die Durchführung der Experimente gelassener. Fast alle Probanden trainieren 2-3 mal die Woche, dennoch zeigten sich individuelle Vorlieben zwischen reinem Krafttraining, Mannschaftssportarten (Fußball, Volleyball) oder Einzelsportarten (Boxen, Laufen), welche sich in der Koordination bemerkbar machten. Sowohl die unterschiedliche Motivation als auch die verschiedenen Schwerpunkte der Koordination bei Versuchsteilnehmern mit vergleichbarem Körpergewicht M können wie auch der Trainingsgrad und die aktive Muskelmasse zusätzliches Rauschen in der Funktionalbeziehung $F(L, M)$ erzeugen.

Zur Detektion und Untersuchung von Interdependenzen der unabhängigen Variablen L , M , K wurden einfache lineare Regressionen mit der abhängigen Variable K und den unabhängigen Variablen L und M durchgeführt (siehe Tabelle 48). In der Gruppe der

Männer $G=m$ konnte erwartungsgemäß jeweils eine Abhängigkeit der maximalen isometrischen Beinkraft K von der Körpergröße L und dem Körpergewicht M nachgewiesen werden, während in der Gruppe der Frauen $G=w$ keine Abhängigkeiten nachgewiesen wurden. Die geringe Anzahl der Probandinnen $N=9$ könnte hier erneut eine Rolle gespielt haben.

Zur Ermittlung der Maximalkraft bei isometrischer Kontraktion ist eine statische Messung das standardisierte Verfahren (Roth 2002). Die gewonnen Erkenntnisse stehen mit der Literatur im Einklang, wonach Männer mit höherem Körpergewicht aufgrund des größeren Muskelfaserquerschnittes, der zellulären Hypertrophie und der größeren Muskelfaseranzahl bei gleichem Fitnessgrad im Normalfall höhere isometrische Kräfte aufbringen (Tomasits und Haber 2011) als Männer mit niedrigerem Körpergewicht.

Eine Variable mit möglicherweise hoher Korrelation zum Muskelquerschnitt und damit zur maximalen isometrischen Beinkraft könnte der Beinumfang sein. Eine Messung des Beinumfangs könnte für spätere Studien eventuell einen besseren Prädiktor sowohl für die Variable maximale isometrische Beinkraft K als auch für die maximale Trittkraft F liefern. In der vorliegenden Studie wurden jedoch die Beinumfänge der Probanden und Probandinnen nicht erfasst.

5.1.3 Einfluss von Schuhwerk und Unterlage

Bei der Durchführung der Versuche wurden bewusst keine Vorgaben über das Schuhwerk gemacht, einzige Voraussetzung war, dass von den Probanden jeweils ein Schuh mit weicher Sohle (Sneaker, etc.) mitgebracht und verwendet werden sollte und ein Schuh mit harter Sohle (Bergstiefel, etc.). Zum Einsatz kamen bei den weichen Schuhen hauptsächlich Straßenschuhe wie Sneaker, Converse oder Turnschuhe. Alle besitzen eine weiche und zum Teil auch sehr dünne Sohle ohne Fußbett. Bei den harten Schuhen standen Bundeswehrtiefel oder Wandertiefel der B-Kategorie zur Verfügung. Ebenso sollten die Probanden entscheiden, mit welchem Schuhwerk sie die Trittserie beginnen. Die freie Wahl des Schuhwerks allein unter Vorgabe, dass sowohl weiches als auch hartes Schuhwerk bei den Experimenten getragen werden musste, schränkt aus wissenschaftlicher Sicht die Vergleichbarkeit ein. Tatsächlich ist die Unschärfe in der Bestimmung des ‚Härtegrades von Schuhwerk‘ jedoch in der

juristischen und rechtsmedizinischen Praxis in gleicher Weise anzutreffen. Durch die freie Wahl der Teilnehmer wurden die in der Gesamtpopulation anzutreffende Varianz der ordinalen Variable ‚Härtegrad des Schuhwerks‘ besser abgebildet, als wenn im Rahmen der Versuche Schuhe zur Verfügung gestellt worden wären, die eine Vergleichbarkeit (Größe, Passform, etc.) unter den Versuchsteilnehmern künstlich hergestellt hätten, da dann die Einschränkung der ‚natürlichen Varianz‘ noch stärker gewesen wäre als bei der begrenzten Stichprobengröße ohnehin zu erwarten war.

Zudem ist davon ausgehen, dass die Täter kein spezielles Schuhwerk tragen, sondern straßenübliche Schuhe, denn die meisten in der Literatur aufgearbeiteten Taten fanden unter Alkoholeinfluss und spontan statt ((Graß et al. 1996),(Henn et al. 2000)). In der Untersuchung von May (May 2002) kann diese Annahme bestätigt werden, hier trugen 16 von 20 Tätern bei Fußtritten mit Todesfolge leichtes Schuhwerk. Im Rahmen der Versuche haben 34 von 46 Männern und alle Frauen ihre individuellen Trittserien mit den weichen Schuhen $S=w$ begonnen. Diese Tatsache ist evtl. psychologisch dadurch zu erklären, dass sich die Teilnehmer in dem ohnehin fremden Versuchssetting zunächst sicherer fühlten, wenn sie ihre bereits getragenen Schuhe nicht zu Beginn wechseln mussten. Die Abfolge der Versuchsserie wurde in 3.2 erläutert.

Zur Simulation der mechanischen Eigenschaften der Kopfhaut bzw. Kopfschwarte wurde eine dünne flache Silikonschicht verwendet. Diese Schicht wurde aus im Handel erhältlicher Silikondubliermasse in einer Stärke von 7 mm gegossen (3.4.2). Es wurden jeweils nach der Durchführung der ersten beiden Trittversuche ohne Unterlage $U=-$ mit einem bestimmten Schuhwerkstyp $S=h/w$ mit dem gleichen Schuhwerkstyp zwei weitere Trittversuche mit der Silikonunterlage $U=+$ auf der Kraftmessplatte durchgeführt.

Die beiden unabhängigen Zufallsvariablen S für den Schuhwerkstyp und U für das Vorhandensein der Unterlage aus Silikondubliermasse waren als dichotome Variablen, die keine unmittelbare Verknüpfung mit der jeweiligen Versuchsperson aufwiesen, auf ihren Einfluss auf die maximale Trittkraft F und die Peakbreiten hin zu untersuchen. Da jede Versuchsperson a_n an Trittexperimenten $E(a_n, S=s, U=u, B=t)$ mit allen möglichen Parameterkombinationen von Schuhwerk $S=h/w$ und Unterlage $U=+/-$ teilnahm, konnten in der statistischen Auswertung Methoden für gepaarte Stichproben

(T-Test, Wilcoxon Vorzeichen-Rang-Test) angewandt werden. Die Ergebnisse (Tabelle 7, Tabelle 8, Tabelle 9 für maximale Trittkraft F und Tabelle 10, Tabelle 11) weisen überwiegend keine zum Niveau $\alpha = 0,05$ signifikanten Unterschiede zwischen den maximalen Trittkräften F oder den Peakbreiten D in den möglichen Paaren von Untergruppen $E(S=h/w, U=+/-, B=t)$ auf. Hierdurch wird der von uns a-priori als höchst bedeutsam eingeschätzte Einfluss der beiden Faktoren Schuhwerk S und Unterlage U stark relativiert. Die Ausnahme bildet in der Gruppe der Männer $G=m$ der Vergleich der maximalen Trittkraft F in den beiden Untergruppen mit Unterlage $U=+$ und weichem Schuh $S=w$ bzw. hartem Schuh $S=h$ (siehe Tabelle 7). Signifikante Unterschiede in den Peakbreiten D in der Gruppe der Männer $G=m$ ergaben sich laut Tabelle 10 für die Setup-Paarungen $E(S=w, U=-, B=t)-E(S=h, U=-, B=t)$, $E(S=w, U=-, B=t)-E(S=h, U=+, B=t)$, $E(S=h, U=-, B=t)-E(S=h, U=+, B=t)$ und $E(S=w, U=+, B=t)-E(S=h, U=+, B=t)$.

Die Probanden erzielten im Schnitt unter Verwendung der Unterlage aus Silikondubliermasse $U=+$ mit hartem Schuh $S=h$ Werte der maximalen Trittkraft mit dem Mittelwert $F = 9016 \text{ N}$, mit weichen Schuhen nur $F = 8494 \text{ N}$ (Tabelle 18). Somit wurden bei Tritten mit hartem Schuhwerk im Schnitt um ca. 500 N höhere Trittkräfte F gemessen als mit weichem Schuhwerk. Eine statistisch belegbare Abhängigkeit der maximalen Trittkraft von dem Schuhwerk ergaben, mit Ausnahme für die Paarung $F(w, +, t)-F(h, +, t)$ die Tests jedoch nicht. Eine Vermutung zur Erklärung niedrigerer Trittkräfte für weiches Schuhwerk wäre, dass es bei der Verwendung weicher Schuhe $S=w$ zur Verminderung der maximalen Trittkraft F infolge einer längeren Kontaktzeit gekommen ist. Die Tests für gepaarte Stichproben der Peakbreiten lieferten hier allerdings kontraempirische Ergebnisse (Tabelle 10), wobei negative Mittelwerte dafür sprechen, dass sich längere Kontaktzeiten mit hartem Schuhwerk und nicht mit weichem Schuhwerk ergaben (z. B. Paar 6 in Tabelle 10). Die Interpretation der Testergebnisse bzgl. der Peakbreiten ist jedoch schwierig, da ein zusätzlicher in den Experimenten nicht kontrollierter Parameter, nämlich die Sohlendicke, die Ergebnisse beeinflussen kann.

Höhere mittlere Trittkräfte mit hartem Schuhwerk, auch wenn statistisch in dieser Arbeit nicht belegbar, sind mit den Ergebnissen Glißmann's (Glißmann 2002) in Übereinstimmung zu bringen, wonach mit Arbeitsschuhen höhere

Beschleunigungswerte erzielt werden können als bei Tritten mit weichen Schuhen. Er führt dies auf die geringere Deformierbarkeit des Arbeitsschuhs mit einer direkteren Energieübertragung zurück. Einschränkend ist hier jedoch zu erwähnen, dass in der Arbeit von Glißmann die Tritte im Sinne eines Fußballkicks ausgeführt wurden. Bei dieser Kinematik kommt es zu einer Deformation des Schuhs in der Schuh längsachse, während in den hier vorgestellten Versuchen von einer maximalen Deformation auszugehen ist, die einen geringeren Wert aufweist als die Sohlendicke. Eine härtere Schuhsohle bzw. Schuhspitze dürfte daher in den Versuchen von Glißmann einen größeren Einfluss gehabt haben, als im Rahmen der hier vorgestellten Versuche. Ebenso könnte in Glißmanns Versuchsreihe der härtere Schuh den Probanden mehr Sicherheit gegeben haben, da Wanderstiefel und Bundeswehrtiefel auch den Knöchel stabilisieren, eine dickere und eben auch festere Sohle haben und die Probanden dadurch ein geringes Verletzungsrisiko sahen.

Die Erschöpfung der Probanden im Laufe der hintereinander zu absolvierenden Tritt- bzw. Sprungversuche scheint in den hier vorgestellten Experimenten keine nachweisbare Rolle zu spielen. Obwohl die meisten Probanden ihre Experimentalreihe mit weichem Schuhwerk begannen, wurden im Schnitt die höheren Trittkräfte mit härterem Schuhwerk erzielt (Tabelle 18). Weiterhin sollte bedacht werden, dass sich die Testpersonen anfangs mit der Situation und Aufgabenstellung vertraut machten. Eventuell spielten auch Faktoren wie Verletzungsängste, eine Verbesserung der Tritttechnik nach wiederholten Versuchen oder eine Steigerung des Ehrgeizes im Versuchsablauf eine Rolle.

Das Vorhandensein einer Unterlage $U=+$ scheint auf die maximale Trittkraft F keinen Einfluss zu haben. Im direkten Vergleich der beiden Untergruppen mit hartem Schuh $S=h$ ohne Unterlage $U=-$ mit dem Wert $F = 8948 \text{ N}$ sowie mit Unterlage $U=+$ (Tabelle 18) mit $F = 9016 \text{ N}$ in der Gruppe der Männer $G=m$ finden sich nur geringe Differenzen der maximalen Trittkräfte F , die nicht signifikant sind. Genauso verhält es sich im Vergleich der Untergruppen $E(S=w, U=-, B=t)$ mit $F = 8705 \text{ N}$ und $E(S=w, U=+, B=t)$ mit $F = 8494 \text{ N}$ in der Gruppe der Männer $G=m$ mit weichem Schuhwerk.

Dass nur ein geringer Unterschied in den Kraftmittelwerten mit und ohne Unterlage vorliegt, könnte auch darauf zurückzuführen sein, dass die Probanden mit Unterlage

stärker zugetreten haben. Einige Teilnehmer gaben diesbezüglich an, dass ein Tritt direkt auf die Messplatte ohne Unterlage als unangenehm empfunden wurde.

Weiterhin ist anzumerken, dass die Kopfschwarte, auch Skalp genannt, ca. 4-5 mm dick ist (Steinbrink 2000, Waldeyer 1993), sodass die Stärke der Silikondubliermasse zumindest näherungsweise der doppelten Kopfhautdicke entspricht. Der geringe bzw. statistisch nicht signifikant nachzuweisende Einfluss der Unterlage lässt darauf schließen, dass die in dieser Studie gemessenen Trittkräfte unter Voraussetzung eines harten Untergrundes mit real auftretenden Trittkräften gut zu vergleichen sind. Vernachlässigt wurde im Rahmen dieser Arbeit die Deformation des knöchernen Schädels. Entsprechend Yoganandan (Yoganandan und Pintar 2003) wurden elastische Schädeldeformationen bei frontaler Belastung von 4 mm und bei lateraler Belastung von bis zu 8 mm gemessen, ohne dass es zu Frakturen kam. Eine solche Schädeldeformation wird bei realen Tritteinwirkungen etwas größere Kontaktzeiten als in den hier vorliegenden Versuchen und damit geringere Kontaktkräfte zur Folge haben.

5.1.4 Sprungkraft

Einfluss Körpergewicht, Körpergröße und maximale Beinkraft

Auch bei der Auswertung der mit dem Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ gewonnenen Daten wurde eine Abhängigkeit der maximalen Sprungkraft F von den Einflussgrößen Körpergröße L , Körpergewicht M und isometrische Maximalkraft K untersucht. Um eine gute Vergleichbarkeit der Daten zu gewährleisten, wurde den Probanden die Anweisung gegeben, aus dem Stand auf die Kraftmessplatte zu springen. Ohne dazu angewiesen worden zu sein führten alle Probanden einen Counter-Movement-Jump durch. Hierbei gehen die Probanden aus dem Stand in die Hocke, springen in die Luft und führen die Arme von hinten nach vorne.

Mittels einfacher linearer Regressionsanalysen $F(X)$ für X aus $\{L, M, K\}$ in jeder der beiden Geschlechtergruppen $G=m/w$ und für jedes Experimentalszenario $S=h/w$ (siehe Tabelle 20) konnte gezeigt werden, dass in der Gruppe der Männer $G=m$ die maximale Sprungkraft F vom Körpergewicht M , von der Körpergröße L und von der

isometrischen maximalen Beinkraft K für hartes Schuhwerk $S=h$ abhängt. Größere, schwerere und stärkere Männer erzielten demnach im Mittel höhere Sprungkkräfte.

In der Gruppe $G=w$ der Frauen sind weder Signifikanzen zum Niveau $\alpha = 0,05$, noch Tendenzen erkennbar; dies lässt sich einerseits auf die geringe Stichprobengröße von $N = 9$ zurückführen und andererseits auf die verschiedenen Fitnessgrade der Probandinnen. Die Fitnessgrade in der Gruppe der Frauen $G=w$ im Sinne regelmäßiger sportlicher Betätigung zeigten eine höhere Variabilität als in der Gruppe der Männer.

Für die Diskussion anhand physikalischer Gesetzmäßigkeiten wird im Wesentlichen auf die Diskussion der Trittversuche in Kapitel 5.1.1 verwiesen. Diese Ausführungen gelten auch für die Sprungversuche.

Bezüglich des Einflusses der Körpergröße L auf die maximale Sprungkraft F ist zusätzlich auszuführen, dass größere Personen im Mittel längere Gliedmaßen aufweisen, wodurch sie vor dem Absprung wegen der relativ größeren Höhendifferenz zwischen Becken in Hockstellung und in der Phase mit gestreckten Knien kurz vor dem Absprung einen längeren Weg s und damit einen längeren Beschleunigungsweg zurücklegen. Somit liegt die Vermutung nahe, dass größere Probanden eine größere Sprunghöhe und damit beim Wiederaufkommen auch höhere Fußgeschwindigkeiten V verwirklichen können. Fußgeschwindigkeiten beim Bewegungstyp Sprung $B=s$ wurden in der vorliegenden Arbeit jedoch nicht erfasst. Die im Kontext der Trittversuche in Tabelle 27 gezeigte lineare Regression mit der abhängigen Variable Fußgeschwindigkeit V und den unabhängigen Variablen M , L und K für die Trittversuche kann aufgrund des völlig anderen Bewegungsablaufes nicht für die Sprungversuche herangezogen werden.

Multiple lineare Regression der Sprungkkräfte in Abhängigkeit von Größe und Gewicht

Auf der Grundlage der Ergebnisse der einfachen linearen Regressionen $F(L)$ und $F(M)$ für den Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ in Tabelle 20 liegt die Erwartung nahe, dass in der Gruppe der Männer $G=m$ Körpergröße L und Körpergewicht M einen gemeinsamen Einfluss auf die maximale Sprungkraft F ausüben. Dies konnte, wie bereits im Kontext der Trittversuche festgestellt, durch die Ergebnisse der multiplen linearen Regression $F(L,M)$ in Tabelle 21 und Tabelle 22 für keine der beiden Untergruppen $E(S=h,B=s)$ und $E(S=w,B=s)$ in der Gruppe der Männer $G=m$ bestätigt werden. Dies kann, wie in Kapitel 5.1.2 beschrieben, an einem möglichen Maskierungseffekt der voneinander abhängigen Variablen L und M liegen.

Obwohl der Nachweis einer simultanen Abhängigkeit $F(L,M)$ der maximalen Sprungkraft F von der Körpergröße L und dem Körpergewicht M an dem vorliegenden Datenmaterial nicht zu führen ist, so erscheint es dennoch unter Berücksichtigung der Abbildung 14 und Abbildung 15 plausibel, dass größere und schwerere Täter auch tendenziell größere Sprungkräfte aufbringen können.

Einfluss des Schuhwerks auf die Sprungkräfte

Betrachtet man die Mittelwerte $\mu(F)$ der maximalen Sprungkraft F aus den Experimentalszenarios $E(S=h,B=s)$ und $E(S=w,B=s)$ in Tabelle 24 und Tabelle 25, so fällt auf, dass die Probanden mit den harten Schuhen $S=h$ höhere maximale Sprungkräfte F erzielen als mit weichen Schuhen. Mittels des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests konnte diese Einschätzung für die Gruppe der Männer $G=m$ bestätigt werden (siehe Tabelle 23).

In der Gruppe der Frauen $G=w$ hingegen ergab sich ein nicht signifikanter p -Wert des analogen Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests von $p = 0,139$ (siehe Tabelle 47), obwohl sich höhere mittleren Sprungkräfte mit hartem Schuhwerk als mit weichem Schuhwerk ergaben. Diese negativen Testergebnisse können z. B. Folge der geringen Anzahl von Probandinnen sein.

Es muss betont werden, dass sowohl mit hartem Schuhwerk $S=h$ als auch mit weichem Schuhwerk $S=w$ enorme maximale Sprungkräfte F erzielt wurden (Tabelle 24 und Tabelle 25). Die Probanden erreichten mit beiden Schuharten Spitzenwerte um die 25 kN. Im Mittel erzeugten Probanden mit harten Schuhen maximale Sprungkräfte von $F = 18449 \text{ N}$ und Probanden mit weichem Schuhwerk $F = 17031 \text{ N}$ (siehe Tabelle 19).

Überträgt man das Szenario des Bewegungstyps „Sprung“ auf reale Kopftritte, so müsste der Beschuldigte mit beiden Beinen auf den am Boden liegenden Kopf springen. Die hierbei auftretenden Kräfte liegen deutlich höher als in den Trittversuchen. Einerseits liegt dies an der höheren effektiven Masse, die beim Sprung wirksam wird, andererseits addieren sich die Fußgeschwindigkeit aus der aktiven Beinbewegung und die Geschwindigkeit der Bewegung des Körperschwerpunktes.

5.1.5 Fußgeschwindigkeiten

Im Rahmen der Arbeit wurden bei 24 Personen beiderlei Geschlechts $G=m/w$ mithilfe eines passiven Bewegungsanalysesystems die Momentangeschwindigkeiten der am Körper der Probanden angebrachten Bewegungsmarker in den Versuchen mit dem Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ registriert. Auch wenn die entsprechenden Streudiagramme der einfachen linearen Regressionen $V(L)$, $V(M)$, $V(K)$ einen diskreten Anstieg zeigen, wird ein möglicher Einfluss von L , M und K auf die Fußgeschwindigkeit V in den Tests der einfachen linearen Regression zum Niveau $\alpha = 0,05$ nicht bestätigt (siehe Tabelle 27).

In sämtlichen Experimentalszenarien $E(S=h/w, U=+/-, B=s/t)$ konnte ein signifikanter Einfluss $F(V)$ der maximalen Fußgeschwindigkeit V auf die maximale Trittkraft F nachgewiesen werden (siehe Tabelle 28). Personen, die hohe maximale Fußgeschwindigkeiten V erreichten, setzten größere Trittkräfte F frei. Ein entscheidender Einfluss der maximalen Fußgeschwindigkeit V auf die maximale Trittkraft erscheint physikalisch plausibel, da die Geschwindigkeit im Quadrat in die kinetische Energie eingeht: $E_{KIN} = mV^2 / 2$. Die Energie wird dann im Rahmen des Kopfkontaktes hauptsächlich in Deformationsarbeit umgesetzt. Höhere Fußgeschwindigkeiten V haben daher auch größere Kontaktkräfte zur Folge. Eine ähnliche Argumentation stützt sich auf den Impuls, welcher definiert ist als $I = mV$. Nach der Newton'schen Formulierung kann eine Kraft F , welche für eine bestimmte Zeit Δt auf ein Objekt wirkt, die Geschwindigkeit bzw. den Impuls des Objektes verändern: $F\Delta t = m\Delta v$. Für sehr kurze Zeiten Δt resultiert das bekannte 2. Newton'sche Gesetz: $F = ma$. Daraus folgt direkt, dass höhere Fußgeschwindigkeiten höhere Beschleunigungen des Fußes bzw. des nicht fixierten Kopfes und damit höhere Kontaktkräfte zur Folge haben.

Warum kein Einfluss des Körpergewichtes M , der Körpergröße L und der maximalen isometrischen Beinkraft K auf die Fußgeschwindigkeit V nachgewiesen wurde, könnte unter anderem auch durch die relativ kleine Stichprobengröße N dieser Studie bei der Messung der maximalen Fußgeschwindigkeit V erklärbar sein. Bei $N = 24$ Testpersonen reagieren die Datenanalysen sensibel auf Ausreißer.

Werden die minimalen, maximalen und mittleren Fußgeschwindigkeiten nach Geschlecht getrennt in Tabelle 26 betrachtet, so fällt auf, dass für die weiblichen Probandinnen deutlich geringere Fußgeschwindigkeiten gemessen wurden. Es scheint trotz der geringen Fallzahl, dass geringere Fußgeschwindigkeiten weiblicher Teilnehmerinnen zumindest zum Teil die geringeren Trittkräfte erklären können.

Weiterhin ergaben sich bei der Aufzeichnung der Daten sowie bei den nachfolgenden Berechnungen Schwierigkeiten, die zusätzliche Unsicherheiten in die statistische Auswertung einbringen können: Die Bewegungen wurden mittels reflektierender Sensoren durch Infrarotlichtkameras aufgezeichnet. Dabei waren die Marker am Körper und auf der Kleidung der Probanden mit einer doppelseitigen Klebefläche befestigt, welche auf Baumwolle, Polyester, Leder und anderen Stoffen nur bedingt hafteten. Einige Marker fielen aufgrund der hohen Beschleunigung während der Bewegung und vor allem zum Zeitpunkt des Fuß-Kraftmessplatten-Kontaktes von ihrer Befestigungsstelle ab. Besonders die am Knie angebrachten Marker sowie die Marker an den Fußgelenken waren hiervon betroffen. Durch die unvollständigen Aufnahmen sowie die sehr sensiblen Kameras, welche nicht relevante reflektierende Objekte mit aufzeichneten, waren nicht alle Bewegungsaufnahmen verwendbar. Weitere erschwerte Bedingungen kamen zustande durch von Testpersonen verdeckte Marker im Rahmen der Bewegungsausführung.

Neben den erwähnten möglichen Ursachen für eine fehlende Nachweisbarkeit eines Einflusses von M , L und K auf die Fußgeschwindigkeit V ist zu berücksichtigen, dass die Schnellkraft unterschiedlicher Individuen stark unterschiedlich ausgeprägt sein kann. Einerseits wird hier die Veranlagung eine große Rolle spielen (Maes et al. 1996), und andererseits wird die Ausprägung der Schnellkraft vom Trainingszustand und von der ausgeübten Sportart abhängen.

5.2 Biomechanische Bewertung

5.2.1 Allgemein

Eine stumpfe Gewalteinwirkung durch einen Tritt im Sinne eines Fußballkicks gegen den nicht fixierten Kopf führt zu einem anderen Verletzungsmuster als ein von oben nach unten ausgeführter Tritt gegen den fixierten Schädel. Aufgrund der Häufigkeit ihres Auftretens in der Praxis, ihrer rein mechanisch größeren Wirksamkeit und der bislang nur unzureichend veröffentlichten Studien werden in der vorliegenden Arbeit ausschließlich von oben nach unten ausgeführte Tritte gegen ein fixiertes Objekt untersucht.

Anhand der Entstehungsmechanismen unterscheidet man in der Biomechanik Kontaktverletzungen von Akzelerationsverletzungen (König et al. 1993, Gennarelli 1985). Kicks gegen den Kopf können sowohl Kontaktverletzungen durch den direkten Anstoß als auch Akzelerationsverletzungen durch die Beschleunigung des Kopfes verursachen (Weissmahr 2007, Madea und Brinkmann 2003). Durch die Beschleunigung des Kopfes können zudem HWS-Bewegungen eingeleitet werden, welche auch Verletzungen an der Halswirbelsäule im Sinne von Frakturen oder Luxationen infolge einer Hyperflexion, Hyperextension oder Stauchung hervorrufen können (Glißmann 2002). Bei einem Tritt auf den fixierten Schädel hat die resultierende Kontaktkraft eine elastische bzw. plastische Verformung des Kopfes zur Folge, ohne dass der am Boden liegende Kopf durch eine vertikale Gewalteinwirkung eine relevante Beschleunigung erfährt. Hierbei entstehen direkte bzw. fokale Verletzungen (Weissmahr 2007).

Typische Verletzungen, die bei Tritten auf den fixierten Schädel durch Verschiebungen, Kompressionen und Deformationen entstehen können, sind:

- Verletzungen der Haut und Weichteile, z.B. Hautabschürfung, Hauteinblutung, Blutunterlaufung, Hautwunden und Hautdurchtrennungen
- Frakturen des Gesichts- oder Hirnschädels sowie Schädelbasisbrüche
- Epidurale Blutungen
- Coup–Prellungsherd am Ort der Gewalteinwirkung

Zu den Akzelerationstraumata und Verzögerungstraumata, die bei einer

Beschleunigung des Kopfes beispielsweise durch einen Kick verursacht werden können, zählen:

- Coup sowie Contre-Coup-Kontusionen (Stoß- und Gegenstoßherd)
- Diffuse axonale Schädigungen
- Subdurale und epidurale Blutungen
- Intracerebrale Blutungen
- Commotio Cerebri

5.2.2 Toleranzgrenzen und Vergleich mit experimentellen Daten

Werden in der Biomechanik Toleranzgrenzen für eine physikalische Größe X , wobei X beispielsweise die Kraft F , der Druck F/A , die kinetische Energie E_{KIN} , der Impuls I oder die Masse M als Gewichtskraftäquivalent sein kann, angegeben, so sind untere, mittlere und obere Toleranzgrenzen X_U , X_M , X_O zu unterscheiden. Oberhalb der oberen Toleranzgrenze $X \geq X_O$ wurden immer Verletzungen beobachtet, wohingegen bei Belastungen unterhalb der unteren Toleranzgrenze $X \leq X_U$ nie eine Verletzung beobachtet wurde. Im mittleren Toleranzbereich $X = X_M$ wurden in 50 % der Fälle Verletzungen beobachten und in 50 % nicht. Oftmals wird als mittlere Toleranzgrenze X_M auch der Mittelwert der Einzelmessungen angegeben.

Die in der Literatur angegebenen Toleranzgrenzen hängen von der jeweiligen Versuchsanordnung und vom verwendeten Testkollektiv (Alter, Vorerkrankungen, etc.) ab. Bei Toleranzgrenzen im Sinne von Frakturkräften F des Schädels sind z. B. die Kontaktfläche und die Schlaggeschwindigkeit entscheidend. Je geringer die Kontaktfläche, desto größer die Flächenpressung (Druck = Kraft pro Wirkungsfläche) und desto niedriger die Toleranzgrenzen. Im Rahmen einer konkreten rechtsmedizinischen Beurteilung ist bei der Wahl geeigneter Toleranzgrenzen F_U , F_M und F_O auf einen bezüglich der konkreten Fallumstände vergleichbaren Versuchsaufbau bei der Bestimmung der Toleranzgrenzen zu achten. Im Falle eines Kopftrittes sind somit Toleranzgrenzen zu wählen, welche in Versuchen mit großflächigen Kontaktpartnern und ähnlichen Geschwindigkeiten wie im Falle des Kopftrittes ermittelt wurden. Im Folgenden werden zusammenfassend einige der in der Literatur vielfach referierten Toleranzgrenzen dargestellt.

Otto Messerer führte bereits 1880 Versuche durch, welche die Elastizität des Schädels

bei Einwirkung von großflächig Gewalt untersuchten (Nahum und Melvin 2002). Diese quasistatischen Experimente zur Ermittlung der Belastungsgrenzen kamen zu dem Ergebnis, dass die ‚Bruchkräftespektren‘ des Schädels für Frauen mit $F_U = 300\text{ kg}$ bis $F_O = 800\text{ kg}$ eine größere Spannweite umfassten als bei den Männern mit $F_U = 400\text{ kg}$ bis $F_O = 600\text{ kg}$. Weiterhin zeigten die Untersuchungen, dass die Belastungsgrenzen für die Frontalregion mit mittleren Werten von $F_M = 610\text{ kg}$ über den der seitlichen Region von $F_M = 489\text{ kg}$ lagen (Nahum und Melvin 2002, Yoganandan und Pintar 2003).

In (Nahum und Melvin 2002) und in der Übersichtsarbeit (Yoganandan und Pintar 2003) werden die wichtigsten experimentellen Studien vorgestellt, welche sich mit den Toleranzgrenzen des knöchernen Schädels beschäftigen. Auch eine Übersicht durchgeführter Studien mit einer zusammenfassenden Darstellung relevanter Toleranzgrenzen des Gesichtsschädels wird in (Nahum und Melvin 2002) gegeben.

Die in (Nahum und Melvin 2002) zusammengefassten Toleranzgrenzen lauten wie folgt:

- frontal zwischen $F_U = 2670\text{ N}$ und $F_O = 9880\text{ N}$
- parietal zwischen $F_U = 5800\text{ N}$ und $F_O = 17000\text{ N}$
- temporoparietal zwischen $F_U = 2110\text{ N}$ und $F_O = 11662\text{ N}$
- occipital zwischen $F_U = 4655\text{ N}$ und $F_O = 10290\text{ N}$
- zygomal zwischen $F_M = 1360\text{ N}$ und $F_M = 3065\text{ N}$
- maxillar zwischen $F_M = 788\text{ N}$ und $F_M = 1350\text{ N}$
- mandibular zwischen $F_M = 1570\text{ N}$ (bei lateraler Belastung) und $F_M = 5390\text{ N}$
- nasal bei ca. $F_M = 2630\text{ N}$

Dieser Auflistung ist zu entnehmen, dass die Bruchgrenzen für den Gesichtsschädel im Vergleich niedriger sind als für den Hirnschädel. Weiterhin sind großen Varianzen der einzelnen Regionen zu erkennen, welche auf die unterschiedlichsten Versuchsbedingungen mit unterschiedlichen Kontaktflächen, Impaktoren oder Geschwindigkeiten zurückzuführen sind.

So wurden z. B. in (Unnewehr et al. 2003) Toleranzgrenzen des Unterkiefers für unterschiedliche Belastungsrichtungen ermittelt und typische Frakturmuster beschrieben. Demnach liegen die Toleranzgrenzen der Mandibula bei lateraler

Belastung zwischen $0,6\text{ kN}$ und $0,8\text{ kN}$ und bei frontaler Belastung zwischen $2,5\text{ kN}$ und $3,1\text{ kN}$.

Cormier et al. (Cormier et al. 2010) bestimmten die Frakturkräfte des Nasenbeins. Die mittlere Kraft F_M für eine 50-prozentige Wahrscheinlichkeit einer Nasenbeinfraktur liegt dieser Untersuchung zufolge zwischen $F_M = 450\text{ N}$ und $F_M = 850\text{ N}$ und damit wesentlich niedriger als die Werte in der Zusammenfassung aus (Nahum und Melvin 2002).

Bei einem Tritt auf einen am Boden fixierten Schädel kann es zu Berstungsfrakturen mit Bruchverläufen durch die Schädelbasis kommen. 1994 untersuchten Hopper et al. in vier Versuchen die Kräfte, welche zu einer Schädelbasisfraktur führen können (Hopper et al. 1994). Die mittlere Belastungsgrenze für einen Schädelbasisbruch liegt dieser Studie zufolge bei $F_M = 4300\text{ N}$.

Bezugnehmend auf die hier vorgelegten Ergebnisse ist zu folgern, dass selbst ein männlicher Proband aus unserem Kollektiv mit der geringsten maximalen Trittkraft von $F_{min} = 5077\text{ N}$ beim Tritt gegen den gelagerten Kopf eine Fraktur der Nase, des Jochbeines, des Oberkiefer- und Unterkieferknochens sowie eine Schädelbasisfraktur verursachen kann. Hingegen liegt die Trittkraft $F_{min} = 5077\text{ N}$ unter dem bzw. im Bereich der Frakturgrenzen für die Occipitalregion, das Stirnbein sowie das Scheitelbein.

Vergleicht man den Mittelwert $\mu(F) = 8,5\text{ kN}$ der maximalen Trittkraft F der Männer $G=m$ in der Untergruppe der $E(S=w, U=+, B=t)$ aus Tabelle 18, welcher in allen Untergruppen $S=h/w$, $U=+/-$ der geringste ist, mit den unteren Belastungsgrenzen F_U der oben zitierten Studien, so ist aus biomechanischer Sicht eine Frakturentstehung in jeder Schädelregion als plausibel zu bewerten. Es ist zu bemerken, dass sämtliche hier gewonnenen Aussagen zunächst nur im Falle eines einzelnen Trittes / Sprunges gegen / auf den Kopf gelten. Es ist nicht auszuschließen, dass bei mehrmaligen Gewalteinwirkungen gegen den Kopf auch geringere Einzelkräfte F für die genannten Verletzungen ausreichend sein könnten. Weiterhin muss angemerkt werden, dass die eben getroffenen Feststellungen a fortiori für den Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$ (siehe Tabelle 24) gelten.

Eine Gegenüberstellung der deskriptiven Statistik für die maximale Tritt / Sprungkraft

F aus Tabelle 19 und Tabelle 25 in der Gruppe $G=w$ der Frauen mit den bekannten Belastungsgrenzen des Schädels lässt die Aussage zu, dass auch in der Gruppe $G=w$, trotz signifikant geringerer maximaler Trittkräfte F , Schädelfrakturen verursacht werden können. So liegen die Kraftmittelwerte zwischen 4694 N und 5970 N und damit im Bereich der (unteren) Frakturgrenzen aus der Literatur.

In der Gruppe der Männer lagen die in dieser Arbeit gemessenen Trittkräfte zwischen ca. $5,1\text{ kN}$ und ca. $13,5\text{ kN}$ (Tabelle 18) und in der Gruppe der Frauen zwischen ca. $2,8\text{ kN}$ und ca. $7,9\text{ kN}$ (Tabelle 19). In der mittelfränkischen Projektstudie (Projektstudie 2012) wurden bei Tritten auf einen über der Kraftmessplatte schwebenden Dummykopf Kräfte zwischen $4,2\text{ kN}$ und $7,2\text{ kN}$ gemessen. Diese Werte liegen unterhalb der in dieser Arbeit ermittelten Kraftwerte. Ein Grund hierfür kann in der Versuchsanordnung mit schwebendem Dummykopf liegen. Dieser wird beim Fußkontakt zunächst beschleunigt und dann beim Kontakt mit der Kraftmessplatte wieder verzögert, während in der vorliegenden Anordnung eine Beschleunigung des Kopfes vor dem Bodenkontakt nicht berücksichtigt wurde. Im Fazit der genannten Projektstudie wird jedoch übereinstimmend mit den vorliegenden Ergebnissen ausgeführt, dass *“Stampfschritte“* geeignet sind, *“lebensgefährliche oder tödliche Verletzungen herbeizuführen.“*

5.3 Kritik

5.3.1 Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv ist aufgrund der Auswahl mit freiwilligen Meldungen aus dem Bekanntenkreis der Autorin überwiegend durch junge, sportliche, männliche Probanden besetzt worden. Von 55 Versuchspersonen waren lediglich neun weiblich. Die drei stärksten Probanden, die eine Trittkraft von über $12,7\text{ kN}$ aufbrachten, waren 21, 25 und 28 Jahre alt, zwischen $1,80$ und $1,85\text{ m}$ groß sowie 83 bis 85 kg schwer. Alle sind in ihrer Freizeit sportlich sehr aktiv. Weiterhin konnte bei einer Testperson die maximale Fußgeschwindigkeit von $28,5\text{ km/h}$ bestimmt werden. Diese Strukturierung des Kollektivs bildet jedoch näherungsweise das grobe Täterprofil des Deliktes ‚Tritt gegen den Kopf‘ ab, indem die drei Hauptqualifikationsmerkmale ‚jung‘, ‚kräftig‘, ‚männlich‘ im Vergleich zu der Normalbevölkerung überrepräsentiert sind.

Ein weiterer Kritikpunkt ist in der geringen Anzahl teilnehmender weiblicher Probanden zu sehen. Für den realen Begutachtungsfall sollten im Falle weiblicher Beschuldigter die statistischen Ergebnisse nicht verwendet werden. Hier bietet sich an, Streubreiten der gemessenen Kräfte anzugeben.

Der Fitnessgrad der Versuchspersonen wurde im Rahmen dieser Studie – abgesehen von der Messung der isometrischen maximalen Beinkraft - nicht systematisch erfasst. Dazu hätten im Vorfeld anthropometrische Messungen, Messungen des Körperfettanteils sowie unterschiedliche Kraftmessungen (z. B. Sprungkraft, Messung der Schnellkraft, etc.) durchgeführt werden müssen.

Die Fußgeschwindigkeit V beim Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$ konnte nur für 24 Probanden ermittelt werden. Die in diesem reduzierten Kollektiv gemessenen maximalen Fußgeschwindigkeiten V beim Tritt lagen zwischen $V = 15 \text{ km/h}$ und $V = 29 \text{ km/h}$. Die Reduktion der Probandenzahl reduziert zwar durch einen Anstieg der Varianz die Genauigkeit der ermittelten Werte, ließ sich jedoch aus technischen und organisatorischen Gründen nicht umgehen.

5.3.2 Technische Probleme

Die maximale isometrische Beinkraft wurde auf 2 Kraftmessplatten gemessen. Mit Hilfe von Seilen, die an den Seiten der Platte befestigt waren, sollten die Probanden in einer halbhohen Kniebeugestellung unter Straffung der Seile die Beinextensoren maximal anspannen (im Sinne eines Durchstreckens der Beine). Aufgrund der definierten Länge der Seile sollte eine Beinstreckung bei diesem Messaufbau nicht möglich sein, so dass es zu einer maximal isometrischen Kontraktion kommt. Die von der Kraftmessplatte gemessene Bodenreaktionskraft sollte die isometrische Maximalkraft darstellen. Trotz genauer Erklärung war die vorgeschriebene Aktion für einige Probanden schwer durchführbar. so dass davon auszugehen ist, dass bei einem Teil der Probanden nicht nur die statische Beinkraft gemessen wurde, sondern dass auch die Kraft der Rückenmuskulatur oder Armmuskulatur einen Beitrag zur Bodenreaktionskraft leistete. Um diesem Problem aus dem Wege zu gehen, wäre es vorteilhaft gewesen, eine so genannte ‚Beinpresse‘ zur Messung der isometrischen maximalen Beinkraft K zu verwenden. Bei einer solchen Trainingsvorrichtung sind der Winkel des Oberkörpers zum Unterkörper sowie der Winkel des Oberschenkels zum

Unterschenkel durch Lagerungen und Fixierungen definiert, wodurch der Bewegungsablauf eindeutig definiert ist. Leider stand im Rahmen der Experimente keine Beinpresse zur Verfügung.

Weitere Probleme ergaben sich bei der Durchführung der Nullkalibrierung der Kraftmessplatten. Zu Beginn der Kraftmessung standen die Probanden auf der Messplatte. Aus nicht nachvollziehbaren Gründen starteten einige der Messungen nicht bei null Newton, sondern teils bei dem Körpergewicht im positiven aber auch im negativen Bereich der z-Achse. Diese fehlerhaften Ergebnisse konnten durch eine nachträgliche Verschiebung des Achsnullpunktes mittels MatLab bereinigt werden.

Die Probleme des Bewegungssystems wurden bereits bei der Auswertung der Fußgeschwindigkeiten in Abschnitt 4.4 erläutert. Als Verbesserungsvorschläge für zukünftige Messungen wäre empfehlenswert, die Probanden mit vorgegebenen Schuhen sowie mit einer Spezialkleidung auszurüsten, in welchen / welcher die Marker integriert sind oder die Marker an freien Hautstellen der Probanden zu befestigen. Außerdem würden zusätzliche Marker eine Winkelbestimmung am Fußgelenk, am Kniegelenk oder des Oberkörpers ermöglichen.

5.3.3 Praktische Anwendung

Die im Rahmen dieser Arbeit aus den linearen Regressionen ableitbaren Formeln zur Abschätzung der zu erwartenden Kräfte sind im realen Begutachtungsfall nur dann anzuwenden, wenn zum Einen die jeweiligen unabhängigen Variablen wie Körpergröße L und Körpergewicht M des Beschuldigten bekannt sind und wenn etwa vergleichbare Randbedingungen vorgelegen haben. Eine formelmäßige Anwendung der Ergebnisse der linearen Regressionen sollte beispielsweise dann nicht erfolgen, wenn der Kopf des Opfers auf einem deformierbaren Untergrund auflag. So wären bei einem weichen Untergrund z. B. im Sinne eines weichen durchfeuchteten Wiesenbodens sicherlich geringere Kräfte bei längeren Kontaktzeiten zu erwarten. Auch im Falle eines Kopftritts gegen den freien Kopf sind die vorgestellten Ergebnisse nicht zu verwenden.

Insgesamt sollten die formelmäßig berechneten Kraftwerte mit Vorsicht angewendet werden. In der forensischen Begutachtung muss zunächst das Verletzungsmuster hinsichtlich der Traumatomechanik beurteilt werden. Dabei sollte dazu Stellung

genommen werden, welche Verletzungen für bzw. gegen eine Tritteinwirkung sprechen. Allein dies kann oftmals Schwierigkeiten bereiten, da eindeutige Verletzungen im Sinne von Schuhabdrücken bzw. im Sinne einer Widerlagerverletzung nicht notwendigerweise vorliegen müssen. Zudem sollten Schädelinnenraumverletzungen und Schädelfrakturen hinsichtlich eines möglichen Entstehungsmechanismus betrachtet werden. So wären z. B. Schädelbasisquerbrüche ohne indirekte Schädelinnenraumverletzungen gut mit einer Tritteinwirkung gegen den fixierten Kopf im Sinne einer temporo-temporalen Gewalteinwirkung zu erklären.

In den meisten konkreten Anwendungen der Studienergebnisse wird rechtsmedizinisch zu beurteilen sein, inwieweit eine Tritteinwirkung eine potentiell lebensgefährliche Tathandlung darstellt. Die Studie belegt das hohe Gefährdungspotential von Tritten gegen den Kopf, wobei ein Gutachter die quantitativen Messergebnisse auch vor Gericht bzw. bei der schriftlichen Begutachtung anführen kann. Die Resultate der vorliegenden Studie zeigen insbesondere, dass auch mit normalen Straßenschuhen bzw. mit leichtem Schuhwerk hohe und verletzungsinduzierende Trittkräfte erzeugt werden können. Dies wird auch von Böhm in (Böhm und Schmidt 1986b) bestätigt wenn er schreibt, dass sogar durch Tritte mit dem unbeschuhten Fuß tödliche Verletzungen zu beobachten sind. Auch weibliche Täter können den Ergebnissen der vorliegenden Studie zufolge in der Lage sein, bei Tritten gegen den gelagerten Kopf lebensgefährliche Verletzungen zuzufügen.

6 Schlussfolgerungen

Mit der vorliegenden Arbeit erfolgte eine systematische Untersuchung möglicher Einflussfaktoren bei einem Fußtritt gegen einen am Boden fixierten Kopf. Tritt- bzw. Sprungkräfte, gemessen mit hochempfindlichen Kraftmessplatten, wurden mit biomechanischen Toleranzgrenzen verglichen, um wissenschaftlich basierte Aussagen bzgl. der zu erwartenden Verletzungen ableiten zu können.

Im Rahmen dieser Doktorarbeit führten insgesamt 55 Personen (46 m/9 w) Tritte auf eine Kistler-Kraftmessplatte mit hartem und weichem Schuhwerk sowie mit und ohne deformierbare Unterlage aus. Bei 24 Personen wurde zudem die Fußgeschwindigkeit

mittels eines Bewegungsanalysesystems erfasst. Die Mittelwerte der maximalen Trittkräfte lagen zwischen 8494 N und 9016 N in der Gruppe der Männer und zwischen 4694 N und 5970 N in der Gruppe der Frauen. Die Trittkraftmittelwerte der Frauen liegen im Bereich der (unteren) Frakturgrenzen aus der Literatur und deutlich unterhalb der Mittelwerte der Trittkräfte in der Gruppe der Männer. Somit ist zu folgern, dass Männer und Frauen auch mit weichem Schuhwerk Trittkräfte realisieren können, welche Schädelfrakturen hervorrufen können. Gleiches gilt für die ermittelten Bodenreaktionskräfte bei beidbeinigen Sprüngen.

Die Messwerte wurden im Rahmen dieser Doktorarbeit statistisch aufgearbeitet. Signifikante Abhängigkeiten der abhängigen Variable „maximale Trittkraft“ zeigten sich für die unabhängigen Variablen „Körpergröße“ und „Körpergewicht“. Das Schuhwerk und die Unterlage zeigten in unseren Versuchen in den meisten Setups keine Signifikanzen. Die Fußgeschwindigkeiten unmittelbar vor dem Tritt lagen zwischen 14 km/h und 29 km/h. Ein lineares Regressionsmodell zeigt einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und Trittkraft.

Mit Hilfe der linearen Regressionsgleichungen lassen sich im Falle einer Signifikanz ($p < 0,05$) Kraftwerte für unterschiedlichen Randbedingungen berechnen. Bei der formelmäßigen Trittkraftberechnung ist zu berücksichtigen, dass sehr komplexe Abhängigkeiten zwischen Einflussfaktoren und Kraftwerten bestehen, so dass aus Verfassersicht eine Anwendung der linearen Regressionsgeraden für die Begutachtung nicht empfohlen wird.

Die eingangs formulierten Hypothesen sind schlussfolgernd wie folgt zu beantworten:

1. Tritte gegen den gelagerten Kopf sind geeignet, Frakturen zu erzeugen.

Sowohl Männer als auch Frauen können bei Kopftritten bzw. Kopfsprüngen Kräfte erzeugen, welche die Toleranzgrenzen des menschlichen (Gesichts-)Schädels überschreiten. Dies gilt sowohl für weiches als auch für hartes Schuhwerk, wenn gegen einen auf hartem Untergrund fixierten Kopf getreten wird.

2. Harte Schuhe vermitteln bei gleichem Trittszenario größere Kräfte als weiche Schuhe.

Die statistische Auswertung zeigt keinen signifikanten Einfluss des Schuhwerkes auf die resultierenden Tritt- bzw. Sprungkräfte.

3. Die Statur des Täters im Sinne von Körpergröße und Körpergewicht stellt einen wichtigen Einflussfaktor dar.

Erwartungsgemäß zeigten sich in den linearen Regressionen signifikante Abhängigkeit der Trittkräfte von dem Körpergewicht und der Körpergröße. Ein gemeinsamer Einfluss beider Variablen war statistisch nicht nachweisbar. Hier ist anzunehmen, dass dieser Effekt auf der Abhängigkeit zwischen Körpergröße und Körpergewicht beruht.

4. Deformationen im Zielmaterial (z .B. der Haut) dämpfen die Trittkräfte ab.

Die 7 mm dicke elastische Unterlage als Kopfhautsurrogat zeigte keinen signifikanten Einfluss auf die resultierenden Kräfte. Daher ist anzunehmen, dass weder die Deformation der Kopfhaut noch die des Schädelknochens (im Bereich von 4 mm bis 8 mm) einen relevanten Einfluss auf die resultierenden Kontaktkräfte haben. Dies gilt jedoch nicht für deformierbare Untergründe.

5. Bei Sprüngen aus dem Stand auf den Kopf werden höhere Kräfte erzeugt als bei Tritten auf den Kopf.

Bei beidbeinigen Sprüngen wurden ungefähr doppelt so hohe Kräfte gemessen wie bei einbeinigen Trittversuchen.

Literaturverzeichnis

- Blum I, Friedmann K. 2001. Trainingslehre: Sporttheorie für die Schule. 9. Aufl. Lichtenstein: Promos Verlag.
- Böhm E. 1986. Zur Morphologie und Biomechanik der Trittverletzung. Beiträge zur gerichtlichen Medizin, 45:319-329.
- Böhm E, Junge C. 1983. "Tottreten" - morphologische und rechtsmedizinische Aspekte. Zentralblatt Rechtsmedizin, 25:364.
- Böhm E, Schmidt DU. 1986a. Tottreten. In: Eisenmenger W, Hrsg. Medizin und Recht: Festschrift für Wolfgang Spann. Berlin Heidelberg: Springer.
- Böhm E, Schmidt BU. 1986b. Kriminelle und kinetische Energie bei Tötungshandlungen durch stumpfe Gewalt. Beiträge zur gerichtlichen Medizin, 45:331-338.
- Bortz J, Lienert GA. 2010. Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung: Leitfaden für die verteilungsfreie Analyse kleiner Stichproben. Berlin Heidelberg: Springer Medizin Verlag
- Cormier J, Manoogian S, Bisplinghoff J, Rowson S, Santago A, McNally C, Duma S, Bolte IV J. 2010. The tolerance of the nasal bone to blunt impact. Annals of Advances in Automotive Medicine, 54:3-14.
- Farkas LG. 1994. Anthropometry of the head and face. 2. Aufl.: Lippincott Williams and Wilkins.
- Gennarelli TA, Hrsg. 1985. The state of art of head injury biomechanics: A Review. 29th Annual Conference of the American Association for Automotive Medicine. Washington D.C., United States.
- Gleißmann C. 2002. Wirkung von Fußtritten gegen den Kopf [Dissertation]. Universität Greifswald.
- Graß H, Madea B, Schmidt P, Glenewinkel F. 1996. Zur Phänomenologie des Tretens und Tottretens. Archiv für Kriminologie, 198:73-78.
- Güllich A, Schmidtbleicher D. 1999. Struktur der Kraftfähigkeiten und ihre Trainingsmethoden. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 50:223-224.
- Heinke DH. 2010. Tottreten : Eine kriminalwissenschaftliche Untersuchung. 1. Aufl.: Pabst Science Publishers.
- Henn V, Lignitz E, Philipp K-P, Püschel. K. 2000. Zur Morphologie und Phänomenologie des Tottretens. Teil 1 und 2. Vergleichende Auswertung von Sektionsfällen der Institute für Rechtsmedizin in Hamburg und Greifswald. Archiv für Kriminologie, (205):15-24, 65-74.
- Hopper R, McElhaney J, Myers B. 1994. Mandibular and Basilar Skull Fracture Tolerance. SAE Technical Paper 942213.
- Köhler PDW, Schachtel DG, Voleske DP. 2007. Biostatistik - Eine Einführung für Biologen und Agrarwissenschaftler. Berlin Heidelberg: Springer.
- König W, Werner H, Schuller H, Beier G, Spann W. 1993. Kriterien für die Prüfung von Motorradhelmen. Bundesanstalt für Straßenwesen
- Kühn P. 2001. Anwendung der Bewegungsanalyse zur Bewertung des funktionellen Behandlungsergebnisses nach operativer Therapie der Achillessehne. [Dissertation]. Technische Hochschule Aachen.
- Madea B, Brinkmann B. 2003. Handbuch gerichtliche Medizin. Berlin: Springer Verlag.
- Maes HH, Beunen GP, Vlietinck RF, Neale MC, Thomis M, Vanden Eynde B, Lysens R, Simons J, Derom C, Derom R. 1996. Inheritance of physical fitness in 10-

- yr-old twins and their parents. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28 (12):1479-1491.
- Mason JK. 1978. *Pathology of violent injury*. London: Hodder Arnold.
- May C. 2002. *Vorsätzliche Tötungsdelikte durch Fußtritte im Sektionsgut des Institutes für Rechtsmedizin Greifswald in den Jahren 1990-2000* [Dissertation]. Universität Greifswald.
- Nahum AM, Melvin J, Hrsg. 2002. *Accidental Injury - Biomechanics and Prevention*. New York: Springer.
- Neurath M, Lohse A. 2006. *Anamnese und klinische Untersuchung*. Stuttgart NewYork: Georg Thieme Verlag.
- Projektstudie. 2012. *Wirkung von Fußtritten gegen den Kopf und deren strafrechtliche Relevanz*. Nürnberg: Polizeipräsidium Nürnberg.
- Ropohl D. 1990. *Die rechtsmedizinische Rekonstruktion von Verkehrsunfällen DAT* Deutsche Automobil Treuhand GmbH.
- Roth K. 2002. *Sportmotorische Tests*. Ahrensberg: Czwalina: K. Willimczik (Hrsg).
- Rudolf M, Kuhlisch W. 2008. *Biostatistik – Eine Einführung für Biowissenschaftler*. München: Pearson Studium.
- Rumsey D. 2008. *Weiterführende Statistik für Dummies*. Weinheim: Wiley - VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- Schmidt G, Kallieris D, Barz J, Mattern R, Schulz F. 1978. *Belastbarkeitsgrenze und Verletzungsmechanik des angegurteten Fahrzeuginsassen (FAT-Schriftenreihe Nr. 6)* Forschungsvereinigung Automobiltechnik e.V. (FAT).
- Steinbrink J. 2000. *Nahinfrarotspektroskopie am Kopf des Erwachsenen mit Pikosekunden-Zeitauflösung* [Dissertation]. Freie Universität Berlin.
- Steland DA. 2004. *Mathematische Grundlagen der empirischen Forschung*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag.
- Strauch H, Wirth I, Taymoorian U, Geserick G. 2001. *Kicking to death - forensic and criminological aspects*. *Forensic Science International*, 123:165-171.
- Tomasits J, Haber P. 2011. *Leistungsphysiologie: Grundlagen für Trainer, Physiotherapeuten und Masseure*. Wien, NewYork: Springer.
- Unnewehr M, Homann C, Schmidt PF, Sotony P, Fischer G, Brinkmann B, Bajanowski T, DuChesne A. 2003. *Fracture properties of the human mandible*. *International Journal of Legal Medicine*, 117 (6):326-330.
- Unterharnscheidt F. 1993. *Pathologie des Nervensystems VI. B*. Berlin Heidelberg: Springer
- Waldeyer A. 1993. *Anatomie des Menschen für Studierende und Ärzte, Bd. 20*. New York: de Gruyter.
- Weissmahr J. 2007. *Ursachen und Charakteristik von Kopfverletzungen bei tödlichen Kraftradunfällen* [Dissertation]. Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München.
- Whittle K, Kieser J, Ichim I, Swain M, Waddell N, Livingstone V, Taylor M. 2008. *The biomechanical modelling of non-ballistic skin wounding: blunt-force injury*. *Forensic science, medicine, and pathology*, 4 (1):33-39.
- Wollschläger D. 2012. *Grundlagen der Datenanalyse mit R*. Berlin Heidelberg: Springer Spektrum.
- Yoganandan N, Pintar FA. 2003. *Biomechanics of temporo-parietal skull fracture*. *Clinical Biomechanics*, (19):225-239.
- Zatsiorsky VM, Kraemer WJ. 2008. *Krafttraining: Praxis und Wissenschaft*. Aachen: Meyer&Meyer Verlag.

Zimmer M, Marschall DF, Daus PDR. 1999. Entwicklung und Erprobung eines Mehrwiederholungstests zur Erfassung der Kraftleistung im Fitneß-Training [Diplomarbeit]. Saarbrücken:

Anhang

Tabelle 29: Test auf Normalverteilung der Variable maximale Trittkraft F in den Untergruppen mit G=m, S=h/w, U=+/-, sowie der Variablen in der Gruppe der Männer G=m: Körpergröße L, Körpermasse M und maximale isometrische Beinkraft K. Schrägstellung des p-Wertes kennzeichnet Signifikanz $p < \alpha$ zum Niveau $\alpha = 0.05$.

Variable	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
F(h,+,t)	0,142	46	0,021	0,939	46	0,019
F(h,-,t)	0,103	46	,200*	0,955	46	0,073
F(w,+,t)	0,106	46	,200*	0,961	46	0,123
F(w,-,t)	0,062	46	,200*	0,981	46	0,632
L	0,107	46	,200*	0,981	46	0,659
M	0,091	46	,200*	0,952	46	0,057
K	0,097	46	,200*	0,98	46	0,587

Tabelle 30: Tests auf Normalverteilung der Variablen maximale Trittkraft F in den Untergruppen mit G=w, S=h/w, U=+/-, sowie der folgenden Variablen in der Gruppe der Frauen G=w: Körpergröße L, Körpermasse M und maximale isometrische Beinkraft K. Schrägstellung des p-Wertes kennzeichnet Signifikanz $p < \alpha$ zum Niveau $\alpha = 0.05$.

Variable	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
F(h,+,t)	0,161	9	,200	0,935	9	0,530
F(h,-,t)	0,197	9	,200	0,92	9	0,393
F(w,+,t)	0,176	9	,200	0,968	9	0,877
F(w,-,t)	0,241	9	0,139	0,895	9	0,224
L	0,132	9	,200	0,958	9	0,782
M	0,152	9	,200	0,967	9	0,865
K	0,197	9	,200	0,883	9	0,168

Tabelle 31: Tests auf Normalverteilung der Variable Peakbreite D in den Untergruppen mit G=m, S=h/w, U=+/- . Schrägstellung des p-Wertes kennzeichnet Signifikanz $p < \alpha$ zum Niveau $\alpha = 0.05$.

Variable	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
Untergruppe						
D(h,+,t)	0,151	46	0,01	0,891	46	0
D(h,-,t)	0,163	46	0,004	0,916	46	0,003
D(w,+,t)	0,177	46	0,001	0,915	46	0,003
D(w,-,t)	0,199	46	0	0,949	46	0,042

Tabelle 32: Tests auf Normalverteilung der Variablen Peakbreite D in den Untergruppen mit G=w, S=h/w, U=+/- . Schrägstellung des p-Wertes kennzeichnet Signifikanz $p < \alpha$ zum Niveau $\alpha = 0.05$.

Variable	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
D(h,+,t)	0,166	9	,200	0,956	9	0,760
D(h,-,t)	0,185	9	,200	0,959	9	0,786
D(w,+,t)	0,168	9	,200	0,946	9	0,644
D(w,-,t)	0,174	9	,200	0,936	9	0,541

Tabelle 33: Tests auf Normalverteilung der Differenzen der maximalen Trittkraft F in den Paaren der jeweils verbundenen Stichproben, Bewegungstyp „Tritt“ B=t, Gruppe der Männer G=m, Untergruppen: S=w/h und U=+/- . Schrägstellung des p-Wertes kennzeichnet Signifikanz $p < \alpha$ zum Niveau $\alpha = 0.05$.

Paar	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
F(w,-,t)-F(h,-,t)	0,085	46	,200	0,971	46	0,305
F(w,-,t)-F(w,+,t)	0,065	46	,200	0,982	46	0,702
F(w,-,t)-F(h,+,t)	0,091	46	,200	0,96	46	0,114
F(h,-,t)-F(w,+,t)	0,124	46	0,074	0,926	46	0,006
F(h,-,t)-F(h,+,t)	0,162	46	0,004	0,935	46	0,013
F(w,+,t)-F(h,+,t)	0,106	46	,200	0,969	46	0,265

Tabelle 34: Tests auf Normalverteilung der Differenzen der maximalen Trittkraft F in den Paaren der jeweils verbundenen Stichproben, Bewegungstyp „Tritt“ B=t, Gruppe der Frauen G=w, Untergruppen: S=w/h und U=+/- . Schrägstellung des p-Wertes kennzeichnet Signifikanz $p < \alpha$ zum Niveau $\alpha = 0.05$.

Paar	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
F(w,-,t)-F(h,-,t)	0,135	9	,200*	0,953	9	0,728
F(w,-,t)-F(w,+,t)	0,269	9	0,06	0,891	9	0,206
F(w,-,t)-F(h,+,t)	0,262	9	0,075	0,895	9	0,226
F(h,-,t)-F(w,+,t)	0,31	9	0,013	0,774	9	0,010
F(h,-,t)-F(h,+,t)	0,201	9	,200*	0,883	9	0,168
F(w,+,t)-F(h,+,t)	0,173	9	,200*	0,871	9	0,127

Tabelle 35: Tests auf Normalverteilung der Differenzen der Peakbreite D in den Paaren der jeweils verbundenen Stichproben, Bewegungstyp „Tritt“ B=t, Gruppe der Männer G=m, Untergruppen: S=w/h und U=+/- . Schrägstellung des p-Wertes kennzeichnet Signifikanz $p < \alpha$ zum Niveau $\alpha = 0.05$.

Paar	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
D(w,-,t)-D(h,-,t)	0,117	46	0,125	0,971	46	0,311
D(w,-,t)-D(w,+,t)	0,174	46	0,001	0,918	46	0,003

D(w,-,t)-D(h,+,t)	0,144	46	0,017	0,96	46	0,120
D(h,-,t)-D(w,+,t)	0,135	46	0,035	0,957	46	0,091
D(h,-,t)-D(h,+,t)	0,126	46	0,066	0,971	46	0,312
D(w,+,t)-D(h,+,t)	0,121	46	0,09	0,952	46	0,057

Tabelle 36: Tests auf Normalverteilung der Differenzen der Peakbreite D in den Paaren der jeweils verbundenen Stichproben, Bewegungstyp „Tritt“ B=t, Gruppe der Frauen G=w, Untergruppen: S=w/h und U=+/- . Schrägstellung des p-Wertes kennzeichnet Signifikanz $p < \alpha$ zum Niveau $\alpha = 0.05$.

Paar	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
D(w,-,t)-D(h,-,t)	0,219	9	,200*	0,929	9	0,473
D(w,-,t)-D(w,+,t)	0,278	9	0,044	0,842	9	0,061
D(w,-,t)-D(h,+,t)	0,136	9	,200*	0,956	9	0,750
D(h,-,t)-D(w,+,t)	0,192	9	,200*	0,963	9	0,831
D(h,-,t)-D(h,+,t)	0,132	9	,200*	0,99	9	0,997
D(w,+,t)-D(h,+,t)	0,187	9	,200*	0,919	9	0,382

Tabelle 37: Tests auf Normalverteilung der Residuen Res F(X) der linearen Regressionen F(X) mit der abhängigen Variable F und den unabhängigen Variablen X=L und X=M in der Gruppe der Männer G=m, Bewegungstyp „Tritt“ B=t

Gruppe, unabh. Var.	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
E(w,-,t), L	0,117	46	0,136	0,98	46	0,597
E(h,-,t), L	0,075	46	,200	0,986	46	0,842
E(w,+,t), L	0,099	46	,200	0,961	46	0,127
E(h,+,t), L	0,087	46	,200	0,979	46	0,585
E(w,-,t), M	0,085	46	,200	0,984	46	0,777
E(h,-,t), M	0,096	46	,200	0,966	46	0,191
E(w,+,t), M	0,102	46	,200	0,965	46	0,179
E(h,+,t), M	0,118	46	0,119	0,971	46	0,304

Tabelle 38: Test auf Normalverteilung der Residuen Res F(X) der linearen Regressionen F(X) mit der abhängigen Variable F und den unabhängigen Variablen X=L und X=M in der Gruppe der Frauen G=w, Bewegungstyp „Tritt“ B=t

Gruppe, unabh. Var	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
E(w,-,t), L	0,235	9	0,161	0,903	9	0,272
E(h,-,t), L	0,179	9	,200	0,919	9	0,385
E(w,+,t),L	0,149	9	,200	0,976	9	0,942

E(h,+,t),L	0,236	9	0,158	0,902	9	0,266
E(w,-,t), M	0,164	9	,200	0,946	9	0,649
E(h,-,t), M	0,229	9	0,19	0,919	9	0,381
E(w,+,t),.M	0,168	9	,200	0,968	9	0,873
E(h,+,t),.M	0,159	9	,200	0,956	9	0,760

Tabelle 39: Tests auf Normalverteilung der Residuen Res F(L,M) der linearen Regressionen F(L,M) mit der abhängigen Variablen F und den unabhängigen Variablen Körpergröße L und Körpergewicht M in der Gruppe der Männer G=m, Bewegungstyp „Tritt“ B=t

Untergruppe	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
E(w,-,t)	0,109	46	,200	0,979	46	0,552
E(h,-,t)	0,074	46	,200	0,985	46	0,798
E(w,+,t)	0,097	46	,200	0,964	46	0,170
E(h,+,t)	0,102	46	,200	0,976	46	0,461

Tabelle 40: Levene-Test auf Homogenität der Varianzen der maximalen Trittkraft F beim Vergleich der Gruppe der Männer G=m mit der Gruppe der Frauen G=w für den Bewegungstyp „Tritt“ B=t jeweils in einer der Untergruppen S=h/w, U=+/-.

Untergruppe	Levene-Statistik	df1	df2	p
E(w,-,t)	0,688	1	53	0,411
E(h,-,t)	5,284	1	53	0,025
E(w,+,t)	1,792	1	53	0,186
E(h,+,t)	0,498	1	53	0,483

Tabelle 41: Tests auf Normalverteilung der Variablen maximale Sprungkraft F in der Gruppe der Männer G=m für den Bewegungstyp „Sprung“ in den Untergruppen S=h/w

Untergruppe	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
E(S=h,U=-,B=s)	0,091	46	,200	0,988	46	0,911
E(S=w,U=-,B=s)	0,109	46	,200	0,976	46	0,437

Tabelle 42: Tests auf Normalverteilung der Variablen maximale Sprungkraft F in der Gruppe der Frauen G=w für den Bewegungstyp „Sprung“ in den Untergruppen S=h/w

Untergruppe	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
E(S=h,U=-,B=s)	0,144	9	,200*	0,949	9	0,679

E(S=w,U=-,B=s)	0,293	9	0,025	0,89	9	0,201
----------------	-------	---	-------	------	---	-------

Tabelle 43: Tests auf Normalverteilung der Differenzen der maximalen Sprungkraft F in den Paaren der jeweils verbundenen Stichproben, Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$, Gruppe der Männer $G=m$, Untergruppen: $S=w/h$ und $U=-$.

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
$E(h,-,s) - E(w,-,s)$	0,158	46	0,006	0,955	46	0,074

Tabelle 44: Tests auf Normalverteilung der Differenzen der maximalen Sprungkraft F in den Paaren der jeweils verbundenen Stichproben, Bewegungstyp „Sprung“ $B=s$, Gruppe der Frauen $G=w$, Untergruppen: $S=w/h$ und $U=-$.

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
$E(h,-,s) - E(w,-,s)$	0,165	9	,200*	0,951	9	0,701

Tabelle 45: Multiple lineare Regression $F(L,M)$ mit der abhängigen Variablen maximale Sprungkraft F und den unabhängigen Variablen Körpergröße L und Körpergewicht M in der Gruppe der Frauen $G=w$, mit Bewegungstyp $B=s$ in der Untergruppe $S=w$

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	p
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	22235,69	41972,355		0,53	0,615
Faktor für L	-2691,71	29520,885	-0,048	-0,091	0,93
Faktor für M	-13,485	21,463	-0,328	-0,628	0,553

Tabelle 46: Multiple lineare Regression $F(L,M)$ mit der abhängigen Variablen maximale Sprungkraft F und den unabhängigen Variablen Körpergröße L und Körpergewicht M in der Gruppe der Frauen $G=w$, mit Bewegungstyp $B=s$ in der Untergruppe $S=h$

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	p
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	46069,338	44833,231		1,028	0,344
Körpergröße L	-25524,491	31533,057	-0,431	-0,809	0,449
Körpergewicht M	13,31	22,926	0,309	0,581	0,583

Tabelle 47: Ergebnisse Wilcoxon-Vorzeichenrangtest für Frauen G=w zur Untersuchung des Einflusses des Schuhwerkes S=h/w auf die maximale Sprungkraft F (F(w,-,s)-F(h,-,s)), Signifikanzniveau 0,05

Anzahl	Teststatistik	Standardfehler	Stand. Teststatistik	p-Wert (2-seitig)
9	10,00	8,441	-1,481	0,139

Tabelle 48: Einfache lineare Regressionen K(L) und K(M) in den Gruppen G=m/w für den Bewegungstyp „Tritt“ B=t

Variable	Gruppe	R ²	R ² korr.	$\sigma(\hat{F})$	a	b	p(a)	p(b)
L	m	0,14	0,13	0,13	1.429,95	-1.426,26	0,01	0,14
L	w	0,13	-0,11	132,41	380,61	108,17	0,67	0,94
M	m	0,03	0,11	253,68	0,86	493,13	0,01	0,06
M	w	0,41	0,32	103,58	1,07	128,81	0,07	0,67

Tabelle 49: Tests auf Normalverteilung der Variable Fußgeschwindigkeit V [km/h] für Männer G=m und Frauen G=w gemeinsam und für den Bewegungstyp „Tritt“ B=t

Variable	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	p	Statistik	df	p
V	,129	24	,200	,931	24	,103

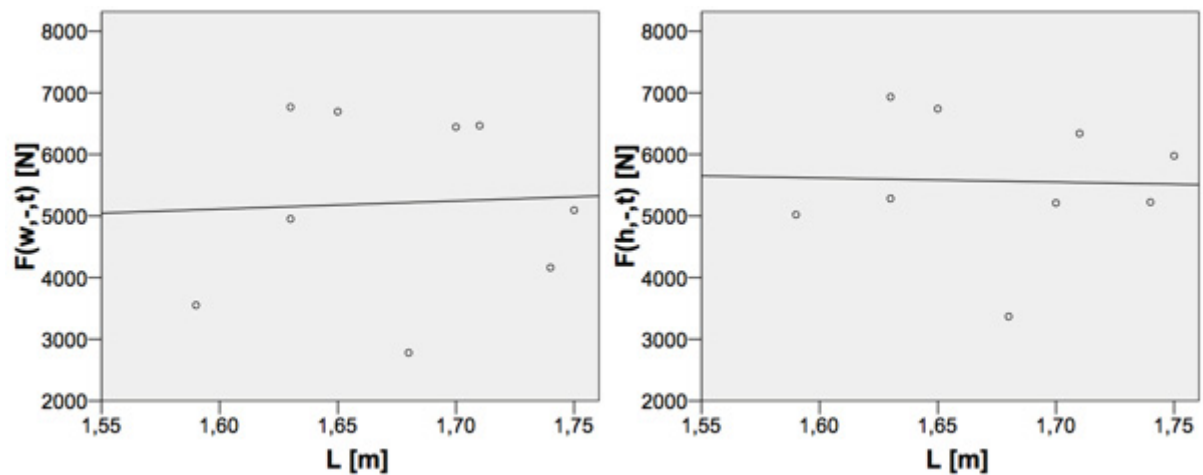


Abbildung 24: Lineare Regression $F(L)$ in der Gruppe der Frauen $G=w$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=-, B=t)$ weicher Schuh ohne Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=-, B=t)$ harter Schuh ohne Unterlage (rechts)

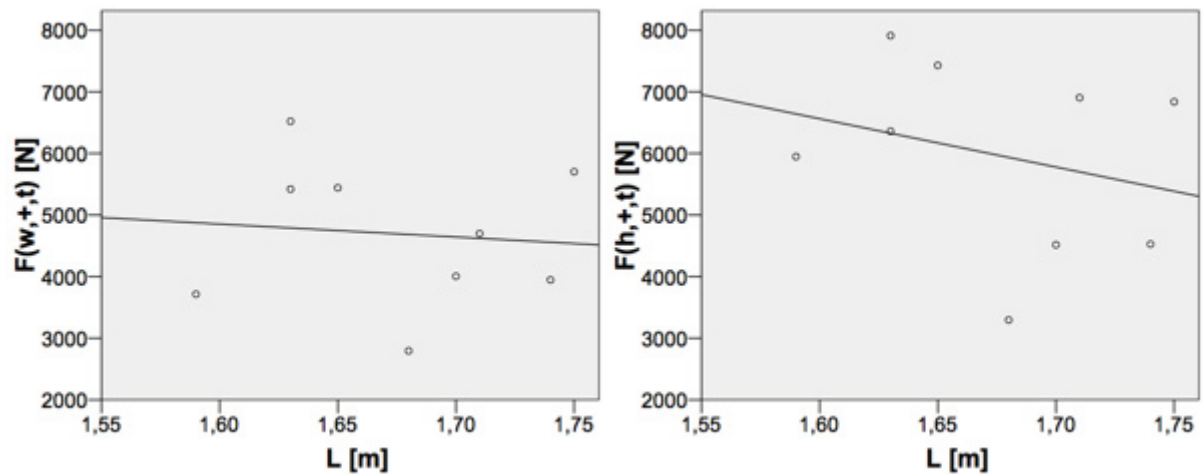


Abbildung 25: Lineare Regression $F(L)$ in der Gruppe der Frauen $G=w$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=+, B=t)$ weicher Schuh mit Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=+, B=t)$ harter Schuh mit Unterlage (rechts)

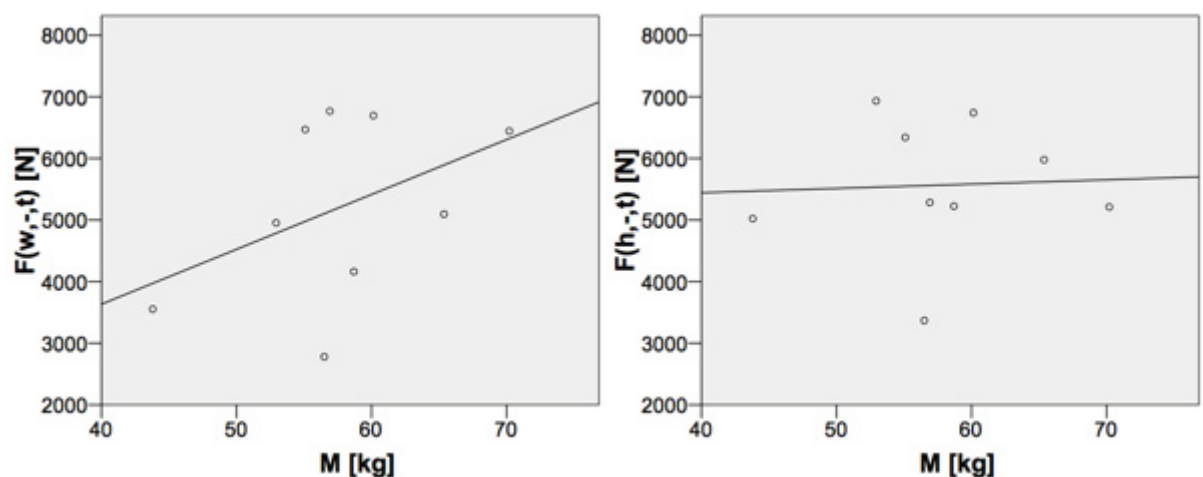


Abbildung 26: Lineare Regression $F(M)$ in der Gruppe der Frauen $G=w$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w, U=-, B=t)$ weicher Schuh ohne Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h, U=-, B=t)$ harter Schuh ohne Unterlage (rechts)

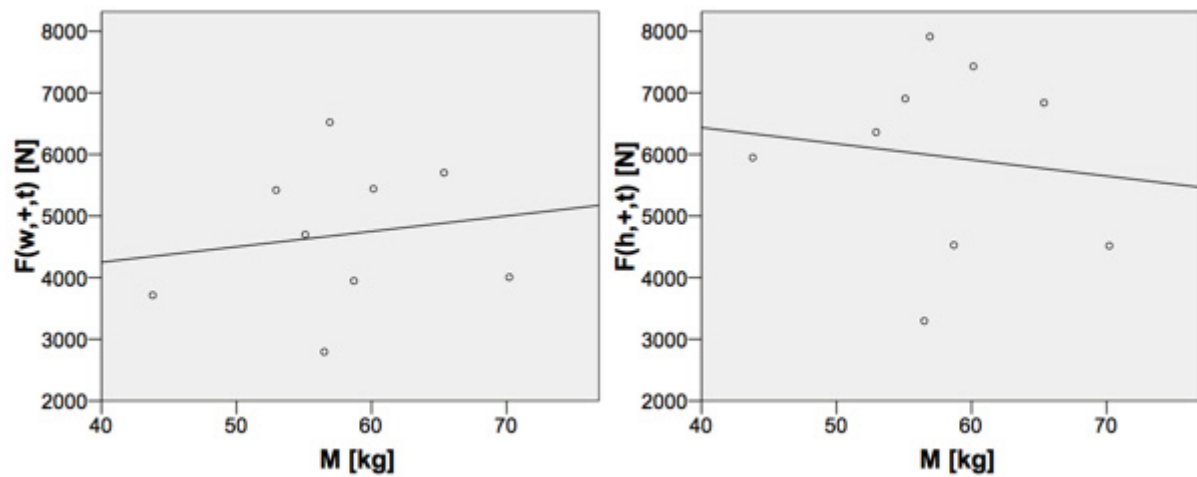


Abbildung 27: Lineare Regression $F(M)$ in der Gruppe der Frauen $G=w$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w,U=+,B=t)$ weicher Schuh mit Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h,U=+,B=t)$ harter Schuh mit Unterlage (rechts)

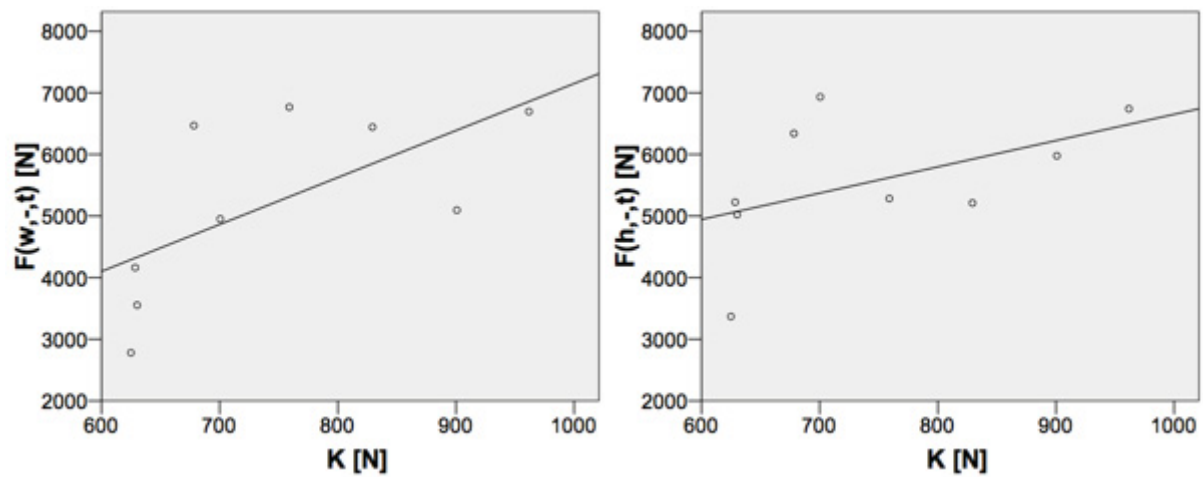


Abbildung 28: Lineare Regression $F(K)$ in der Gruppe der Frauen $G=w$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w,U=-,B=t)$ weicher Schuh ohne Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h,U=-,B=t)$ harter Schuh ohne Unterlage (rechts)

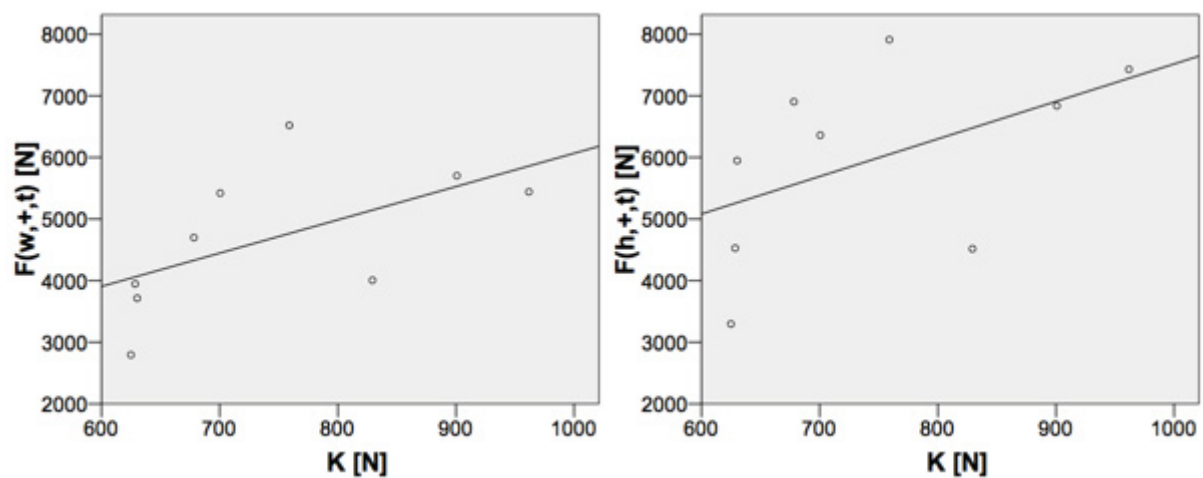


Abbildung 29: Lineare Regression $F(K)$ in der Gruppe der Frauen $G=w$. Bewegungstyp „Tritt“ $B=t$. Untergruppe: $E(S=w,U=+,B=t)$ weicher Schuh mit Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h,U=+,B=t)$ harter Schuh mit Unterlage (rechts)

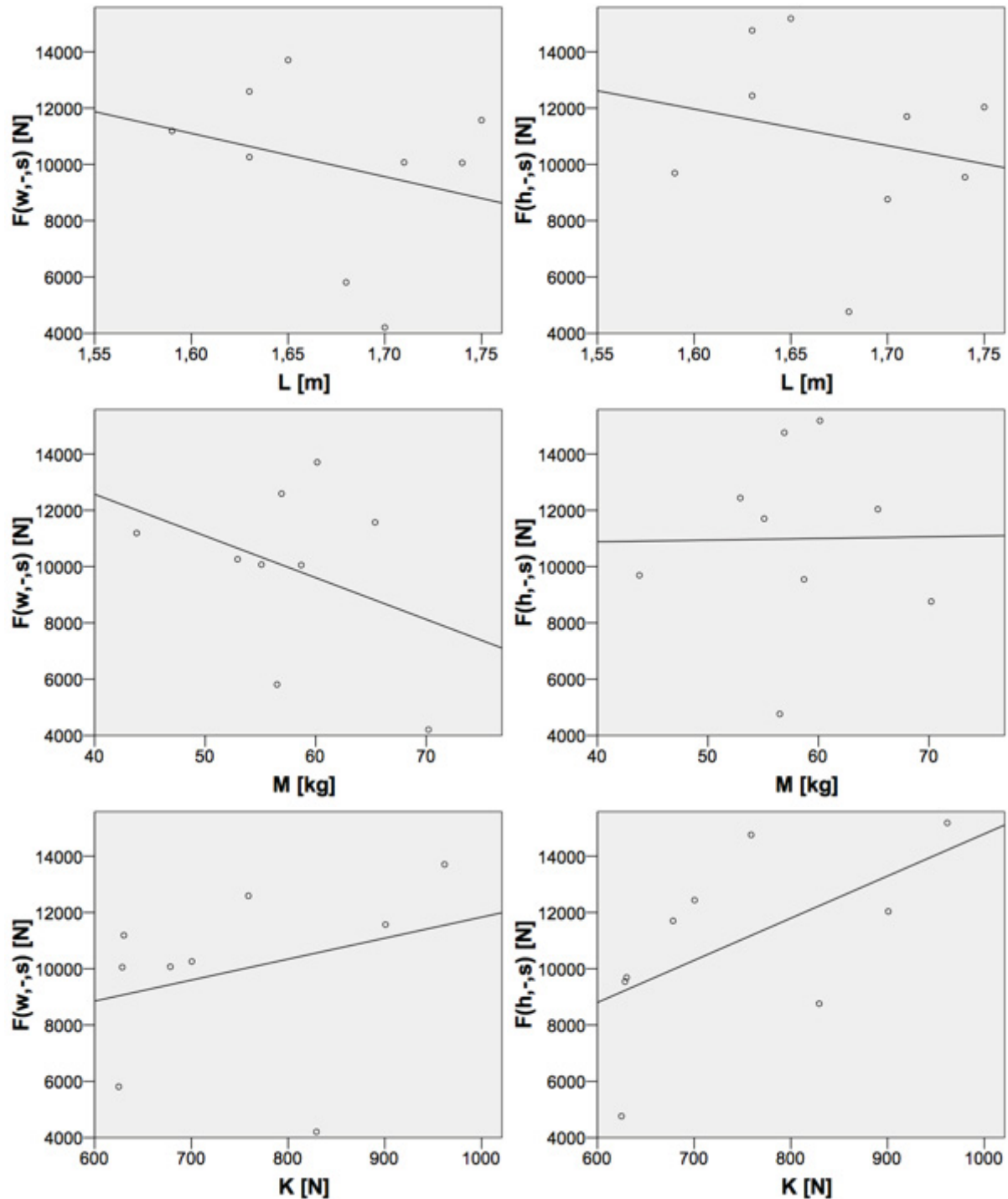


Abbildung 30: Lineare Regressionen der Sprungkraft $F(L)$, $F(M)$ und $F(K)$ in der Gruppe der Frauen $G=w$ (oben: $F(L)$, Mitte: $F(M)$, unten: $F(K)$). Bewegungstyp $B=s$. Untergruppe: $E(S=w,U=-,B=s)$ weicher Schuh ohne Unterlage (links), Untergruppe: $E(S=h,U=-,B=s)$ harter Schuh ohne Unterlage (rechts)

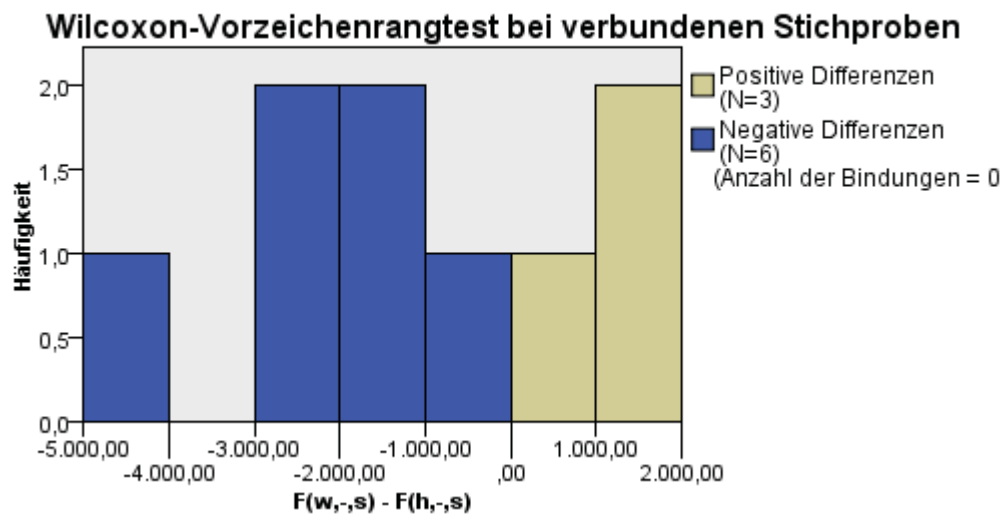


Abbildung 31: Wilcoxon-Vorzeichenrangtest in der Gruppe der Frauen G=w zur Untersuchung des Einflusses des Schuhwerkes S=h/w auf die maximale Sprungkraft F ($F(w,-,s) - F(h,-,s)$)

Unterschiedene Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Erstellung des Manuskripts unterstützt haben: Dr. Holger Muggenthaler, Dr. Michael Hubig,
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und
- ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

München, 26.01.2017

Unterschrift des Verfassers

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt allen, die zum Gelingen der vorliegenden Arbeit beigetragen haben.

Meiner Doktormutter Prof. Dr. Gita Mall danke ich für das interessante Thema, ihre uneingeschränkte Unterstützung bei dieser Arbeit und ihr Vertrauen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Messeinrichtungen des Instituts für Sportwissenschaften der Friedrich-Schiller-Universität genutzt. Bedanken möchte ich mich bei dem Leiter des Institutes für Bewegungswissenschaften Prof. Dr. Reinhard Blickhan für die zur Verfügung Stellung der Messgeräte und bei Herrn Dr. Markus Koch für die Einweisung und Unterstützung bei den Messungen.

Mein besonderer Dank gilt den beiden Betreuern Herrn Dr. Holger Muggenthaler sowie Herrn Dr. Michael Hubig für die fortwährende, tatkräftige und engagierte Unterstützung sowie ihre immer währende Geduld. Ohne sie wäre diese Arbeit nicht entstanden.

Ich danke meinen Freunden und allen Probanden die sich die Zeit genommen haben, um an den Versuchen teilzunehmen.

Dank gilt ebenso meiner Familie und Guido, die stets für mich da sind und mich jederzeit unterstützen.